ISSN 0102–3616

SBOT
SOCIEDADE BRASILEIRA DE ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA

RBO
REVISTA BRASILEIRA DE ORTOPEDIA

VOLUME 60 • N° 4 • JULHO/AGOSTO 2025

A RBO na Web of Science: Qualidade reconhecida internacionalmente
Inovação tecnológica em artroplastia total do joelho: Navegação, robótica e customização
Atualização no tratamento das lesões meniscais
Comparação de hastes intramedulares com bloqueios cefálicos e parafuso deslizante DHS no tratamento cirúrgico das fraturas transtrocanterianas instáveis em adultos – Uma revisão sistemática com metanálise
Análise biomecânica comparativa de duas técnicas de fixação da osteotomia do olécrano
Medida da rotação interna do joelho no diagnóstico clínico da associação de lesão no ligamento anterolateral e no ligamento cruzado anterior
Determinação do posicionamento da linha articular do joelho por meio das distâncias bicondilar femoral e epicondilar na população brasileira
Recuperação da flexão do cotovelo e função respiratória em pacientes com lesão traumática total do plexo braquial tratados com transferência do nervo frênico
Análise antropométrica dos implantes nacionais e importados de artroplastia total de joelho na população brasileira
Achados à RM dinâmica e a escala mJOA: Estabelecimento de correlações na avaliação clínica
Pesquisa nacional para a avaliação da abordagem à lesão do LCA entre cirurgiões esportivos brasileiros
Percepções, expectativas e barreiras à cirurgia robótica de artroplastia total do joelho: Estudo transversal com 218 pacientes
Tenodese do trato iliotibial no tratamento das lesões do complexo anterolateral do joelho – Descrição de uma técnica modificada

OPEN ACCESS

Thieme

ISSN 0102-3616

Revista Brasileira de Ortopedia

Indexada em PubMed/PubMed Central (2015), SciELO (2007), Scopus™ (2011), LILACS (1981) e Filiada à Associação Brasileira de Editores Científicos (ABEC)

Editor-chefe

Geraldo da Rocha Motta Filho
(https://orcid.org/0000-0002-5187-2787)
Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia – INTO, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Editor Emérito

Achilles Ribeiro de Araújo (In memoriam)
Márcio Ibrahim de Carvalho (In memoriam)
Donato D´Angelo (In memoriam)
Carlos Giesta
(https://orcid.org/0000-0002-3242-900X)
Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ, Brasil
Gilberto Luís Camanho
(https://orcid.org/0000-0001-8656-5552)
Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP, Departamento de Ortopedia e Traumatologia HCFMUSP, São Paulo, SP, Brasil
Sergio Luiz Checchia
(https://orcid.org/0000-0002-9086-734X)
Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de Misericórdia São Paulo, SP, Brazil

Editores Associados

Helton Luiz Aparecido Defino
(https://orcid.org/0000-0003-4274-0130)
Depto. Biomec. Med. Ap. Locom. Fac. Med. Rib. Preto Ribeirão Preto, SP, Brasil
João Carlos Belloti
(https://orcid.org/0000-0003-3396-479X)
Depto. Ortop. Traumatol. Univ. Federal de São Paulo - UNIFESP São Paulo, SP, Brazil
Raphael Martus Marcon
(https://orcid.org/0000-0001-5958-5646)
Inst. Ortop. Traumatol. Hosp. Clin. Fac. Med. Univ. São Paulo São Paulo, SP, Brasil

Editor de Área

João Carlos Belloti
(https://orcid.org/0000-0003-3396-479X)
Depto. Ortop. Traumatol. Univ. Federal de São Paulo - UNIFESP São Paulo, SP, Brasil

Editor Júnior

José Leonardo Rocha de Faria
(https://orcid.org/0000-0003-2635-1469)
Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia - INTO/MS Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Editores Internacionais

A. Lee Osterman
(https://orcid.org/0000-0002-2641-7360)
Thomas Jefferson University, Woodbury, Estados Unidos da América
Alessandro Castagna
(https://orcid.org/0000-0002-2029-3539)
Humanitas University, Pieve Emanuele, Italy
Boris Zelle
(https://orcid.org/0000-0002-9420-6995)
The University of Texas at Austin, Austin, Estados Unidos da América
César De César Iowa
(https://orcid.org/0000-0001-6037-0685)
University of Iowa, Department of Orthopaedics and Rehabilitation, Iowa City, Estados Unidos da América
David Ring
(https://orcid.org/0000-0002-6506-4879)
The University of Texas at Austin, Austin, Estados Unidos da América
Deborah Eastwood
(https://orcid.org/0000-0002-6191-4768)
Royal National Orthopaedic Hospital NHS Trust, London, England
Eiji Itoi
(http://orcid.org/0000-0002-9859-6791)
Tohoku Rosai Hospital, Sendai, Japan
Enrique Guerado
(http://orcid.org/0000-0002-8711-5307)
Universidade de Málaga, Malaga, pain
Gehrke Thorsten
(https://orcid.org/0000-0002-4124-1682)
Helios ENDO-Clinic Hamburgo, New Hamburg, Germany
George S. Athwal
(https://orcid.org/0000-0002-5174-219X)
Western University, Ontario, Canadá
Jason Pui Yin Cheung
(https://orcid.org/0000-0002-7052-0875)
University of Hong Kong, Hong Kong, China
Jeff Wang
(https://orcid.org/0000-0002-6297-7410)
USC Spine Center, Beverly Hills, Estados Unidos da América
Luis Alberto Aponte-Tinao
(https://orcid.org/0000-0002-2096-7206)
Hospital Italiano de Buenos Aires, Buenos Aires, Argentina
Marc Sinclair
(https://orcid.org/0000-0001-9870-4054)
King's College Hospital Dubai, Dubai, Emirados Árabes Unidos
Olufemi R. Ayeni
(https://orcid.org/0000-0003-4219-8564)
McMaster University, Hamilton, Canada
Javad Parvizi
(https://orcid.org/0000-0002-6985-5870)
Thomas Jefferson Univerity, Philadelphia, Estados Unidos da América
Philippe Hernigou
(https://orcid.org/0000-0002-8475-279X)
University of Paris East, Paris, France
Rami Mosheiff
(https://orcid.org/0000-0002-3867-1972)
Hadassah-Hebrew University Medical School, Jerusalém, Israel
Robert F. LaPrade
(https://orcid.org/0000-0002-9823-2306)
Twin Cities Orthopedics, Edina, Estados Unidos da América

Corpo Editorial

Alan de Paula Mozella
(https://orcid.org/0000-0001-5855-5808)
Inst. Nac. Traumatol. Ortop. (INTO) Rio de Janeiro, RJ, Brasil
Alex Guedes
(https://orcid.org/0000-0001-7013-7107)
Fac. Med. Bahia - Univ. Federal da Bahia Salvador, BA, Brasil
Alexandre Fogaça Cristante
(https://orcid.org/0000-0002-7797-5274)
Inst. Ortop. Traumatol. Hosp. Clin. Fac. Med. Univ. São Paulo São Paulo, SP, Brasil

Alexandre Leme Godoy dos Santos
(https://orcid.org/0000-0002-6672-1869)
Inst. Ortop. Traumatol. Hosp. Clin. Fac.Med. Univ. São Paulo, São Paulo, SP,Brazil

Benno Ejnisman
(https://orcid.org/0000-0002-3301-1457)
Depto. Ortop. Traumatol. UNIFESP/EPM São Paulo, SP, Brasil

Carlos Henrique Fernandes
(https://orcid.org/0000-0003-0146-6091)
Depto. Ortop. Traumatol. Univ. Federal de São Paulo – UNIFESP São Paulo, SP, Brazil

Carlos Roberto Schwartsmann
(https://orcid.org/0000-0002-9318-1642)
Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre, Porto Alegre, RS, Brasil

Cláudio Santili
(https://orcid.org/0000-0003-0645-5500)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento de Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Eduardo Angeli Malavolta
Inst. Ortop. Traumatol. Hosp. Clin. Fac. Med. Univ. São Paulo São Paulo, SP, Brasil

Fernando Baldy dos Reis
(https://orcid.org/0000-0003-2431-2634)
Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP, Departamento de Ortopedia Traumatologia,São Paulo, SP, Brasil

João Antonio Matheus Guimarães
(https://orcid.org/0000-0002-5647-2248)
Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia – INTO, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

João Maurício Barretto
(https://orcid.org/0000-0003-3654-2031)
Santa Casa de Misericórdia do Rio de Janeiro, Departamento de Ortopedia Traumatologia, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

José Ricardo Pécora
Inst. Ortop. Traumatol. Hosp. Clín. Fac. Med. Univ. São Paulo São Paulo, SP, Brasil

Julio Cesar Gali
Centro Ciênc. Med. Biol. PUC-SP - Fac. Med. Sorocaba Sorocaba, SP, Brasil

Luiz Antonio Munhoz da Cunha
(https://orcid.org/0000-0002-1808-5749)
Universidade Federal do Paraná, Curitiba, PR, Brasil

Luiz Roberto Gomes Vialle
(https://orcid.org/0000-0002-0638-4311)
Universidade Católica do Paraná, Curitiba, PR, Brasil

Marcel Jun Sugawara Tamaoki
Depto. Ortop. Traumatol. Univ. Federal de São Paulo – UNIFESP São Paulo, SP, Brasi

Marcelo Pires Prado
(https://orcid.org/0000-0003-0325-8050)
Hospital Israelita Albert Einstein São Paulo, SP, Brazil

Marcelo Rosa de Rezende
(https://orcid.org/0000-0003-3441-8117)
Inst. Ortop. Traumatol. Hosp. Clin. Fac. Med. Univ. São Paulo São Paulo, SP, Brazil

Marcelo Tomanik Mercadante
(https://orcid.org/0000-0002-3140-7562)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento de Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Marco Antônio Percope de Andrade
(https://orcid.org/0000-0001-6284-213X)
Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG, Belo Horizonte, MG, Brasil

Marcus Vinícius Malheiros Luzo
(https://orcid.org/0000-0003-1345-6915)
Depto. Ortop. Traumatol. Univ. Federal de São Paulo – UNIFESP São Paulo, SP, Brazil

Moisés Cohen
(https://orcid.org/0000-0001-7671-8113)
Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP, Departamento de Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Olavo Pires de Camargo
(https://orcid.org/0000-0002-1128-7292)
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo – FMUSP, Departamento de Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Paulo Santoro Belangero
Depto. Ortop. Traumatol. Univ. Federal de São Paulo – UNIFESP São Paulo, SP, Brasil

Patrícia Maria de Moraes Barros Fucs
(https://orcid.org/0000-0001-7081-987X)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento de Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Pedro José Labronici
(https://orcid.org/0000-0003-4967-7576)
Universidade Federal Fluminense – UFF,Petrópolis, RJ, Brasil

Raphael Martus Marcon
Inst. Ortop. Traumatol. Hosp. Clin. Fac. Med. Univ. São Paulo São Paulo, SP, Brasil

Tarcísio Eloy P. de Barros Filho
(https://orcid.org/0000-0002-7969-7845)
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo – FMUSP, Departamento de Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Willian Dias Belangero
(https://orcid.org/0000-0003-1838-1473)
Universidade Estadual de Campinas, Campinas, SP, Brasil

Corpo de Consultores

Adalberto Visco
(https://orcid.org/0000-0001-5069-9049)
Clínica de Fraturas Ortopédicas, Salvador, BA, Brasil

Adriana Macedo Dell'Aquila
Hospital do Servidor Público Estadual – IAMSPE São Paulo, SP, Brazil

Adriano Fernando Mendes Junior
(https://orcid.org/0000-0003-1877-8155)
Hospital Universitário da Universidade Federal de Juiz de Fora -UFJF (HU-UFJF/EBSERH), Juiz de Fora, MG, Brasil

Adriano Marques de Almeida
(https://orcid.org/0000-0003-2507-3786)
Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP, Departamento de Ortopedia e Traumatologia HCFMUSP, São Paulo, SP, Brasil

Alberto Naoki Miyazaki
(https://orcid.org/0000-0002-3121-463X)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento de Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Alberto Tesconi Croci
(https://orcid.org/0000-0003-3047-2757)
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo – FMUSP, Departamento de Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Alejandro Enzo Cassone
(https://orcid.org/0009-0008-4834-4589)
Depto. Ortop. Traumatol. Fundação Centro Méd. Campinas Campinas, SP, Brazil

Alfredo dos Santos Netto
(https://orcid.org/0000-0003-1472-7174)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento de Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Alexandre Francisco de Lourenço
(https://orcid.org/0000-0002-0557-9176)
Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP, Departamento de Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Álvaro Baik Cho
(https://orcid.org/0000-0002-3099-4750)
Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP, Departamento de Ortopedia e Traumatologia HCFMUSP, São Paulo, SP, Brasil

Américo Zoppi Filho
(https://orcid.org/0000-0002-8704-8378)
Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP, Departamento de Ortopedia e Traumatologia HCFMUSP, São Paulo, SP, Brasil

Ana Carolina Leal Oliveira
(https://orcid.org/0000-0002-2556-3446)
Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia - INTO, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Ana Carolina Pauleto (https://orcid.org/0000-0001-5296-63310000-0001-5296-6331)
Complexo Pequeno Príncipe Curitiba, PR, Brasil

Ana Lucia Lei Munhoz Lima
(https://orcid.org/0000-0002-2396-9880)
Hospital das Clínicas – Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo – FMUSP, São Paulo, SP, Brasil

Ana Paula Simões Ferreira
(https://orcid.org/0000-0001-8196-6349)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento de Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

André Couto Godinho
(https://orcid.org/0000-0001-9996-7729)
Hospital Ortopédico de Belo Horizonte, Belo Horizonte, MG, Brasil

André Luiz Passos Cardoso
(https://orcid.org/0000-0002-6881-9085)
Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Goiás – HCUFG, Goiânia, GO, Brasil

André Pedrinelli
(https://orcid.org/0000 0002 8449 7493)
Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP, Departamento de Ortopedia e Traumatologia HCFMUSP, São Paulo, SP, Brasil

André Perin Shecaira
(https://orcid.org/0000-0003-3397-5982)
Hospital Universitario Clementino Fraga Filho Rio de Janeiro, RJ, Brazil

André Vitor Kerber Cavalcanti Lemos
(https://orcid.org/0000-0001-8974-5815)
Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP, São Paulo, SP, Brasil

Antonio Carlos da Costa
(https://orcid.org/0000-0003-4499-5233)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento de Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Antonio Egydio de Carvalho Júnior
Depto. Ortop. Traumatol. Hosp. Clin. Fac. Med. Univ. São Paulo São Paulo, SP, Brasil

Antonio Marcelo Gonçalves de Souza
(https://orcid.org/0000-0003-3771-9628)
Universidade Federal de Pernambuco Recife, PE, Brasil

Antonio Marcos Ferracini
(https://orcid.org/0009-0008-7973-6403)
Universidade Federal da Bahia Salvador, BA, Brasil

Arildo Eustaquio Paim
(https://orcid.org/0000-0002-2878-1027)
Santa Casa de Belo Horizonte, Departamento de Ortopedia,Belo Horizonte, MG, Brasil

Arnaldo Amado Ferreira Neto
(https://orcid.org/0000-0001-5097-9542)
Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP, Departamento de Ortopedia e T raumatologia HCFMUSP, São Paulo, SP, Brasil

Ayres Fernando Rodrigues
(https://orcid.org/0000-0001-7598-4102)
Universidade Nove de Julho, São Paulo, SP, Brasil

Bruno Air Machado da Silva
(https://orcid.org/0000-0002-3008-460X)
Hospital de Urgências de Aparecida de Goiânia, Goiânia, GO, Brasil

Bruno Dutra Roos
(https://orcid.org/0000-0002-4001-834X)
Instituto Ortopédico de Passo Fundo, Passo Fundo, RS, Brasil

Bruno Lobo Brandão
(https://orcid.org/0000-0003-4361-6115)
Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia – INTO, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Caio Santos Checchia
(https://orcid.org/0000 -0003-1562-9795)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Faculdade de Ciências Médicas, Departamento de Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Caio Zamboni
(https://orcid.org/0000-0001-9256-4150)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento de Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Camila Cohen Kaleka
(https://orcid.org/0000-0002-3381-5009)
Hospital Israelita Albert Einstein São Paulo, SP, Brasil

Camilo Partezani Helito
(https://orcid.org/0000-0003-1139-2524)
Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP, Departamento de Ortopedia e Traumatologia HCFMUSP, São Paulo, SP, Brasil

Carina Cohen Grynbaum
(https://orcid.org/0000-0002-9980-8733)
Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP, Departamento de Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Carlos Augusto de Mattos
(https://orcid.org/0000-0003-3482-5265)
Pontifícia Universidade Católica de Campinas – PUCAMP, Campinas, SP, Brasil

Carlos Cesar Vassalo
(https://orcid.org/0000-0001-7390-7744)
Hospital Madre Teresa
Belo Horizonte, MG, Brasi

Carlos Ernesto Ferreira Starling
(https://orcid.org/0000-0002-9330-5676)
Faculdade de Saúde e Ecologia Humana de Vespasiano, São Paulo, SP, Brasil

Carlos Górios
(https://orcid.org/0000-0003-0840-124X)
Centro Universitário São Camilo, São Paulo, SP, Brasil

Carlos Henrique Ramos
(https://orcid.org/0000-0002-5616-4288)
Hospital Santa Casa de Curitiba, Curitiba, PR, Brasil

Carlos Roberto Galia
(https://orcid.org/0000-0003-1731-4543)
Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brasil

Carlos Rodrigo de Mello Roesler
(https://orcid.org/0000-0002-9430-7059)
Universidade Federal de Santa Catarina Joinville, SC, Brasil

Carlos Vicente Andreoli
(https://orcid.org/0000-0003-3761-0745)
Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP, Departamento de Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Cecília Bento de Mello Richard Ferreira
(https://orcid.org/0000-0003-2260-6559)
Centro de Pesquisa de Osteoporose do Rio de Janeiro – CEPOR, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Cristiano Frota de Souza Laurino
(https://orcid.org/0000-0002-3845-5575)
Instituto de Saúde, Prevenção, Ortopedia, Reabilitação e Treinamento – INSPORT, São Paulo, SP, Brasil

Cristiano Magalhães Menezes
(https://orcid.org/0000-0001-6670-5159)
Fundação Hospitalar São Francisco de Assis, Belo Horizonte, MG, Brasil

Dan Viola
(https://orcid.org/0000-0002-6173-8004)
Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP, Departamento de Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Daniel Soares Baumfeld
(https://orcid.org/0000-0001-5404-2132)
Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG, Belo Horizonte, MG, Brasil

David Sadigursky
(https://orcid.org/0000-0003-3437-6180)
Hospital COT, Salvador, BA, Brasil

Dennis Sansanovicz
(https://orcid.org/0000-0002-4891-7227)
Universidade de Santo Amaro, São Paulo, SP, Brasil

Diego Figueira Falcochio
(https://orcid.org/0000-0002-3833-5397)
Irmandade da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil

Edie Benedito Caetano
(https://orcid.org/0000-0003-4572-3854)
Pontifícia Universidade Católica de São Paulo – PUC, Sorocaba, SP, Brasil

Edilson Forlin
(https://orcid.org/0000-0002-3083-2735)
Hospital Infantil Pequeno Príncipe, Curitiba, PR, Brasil

Edison Noboru Fujiki
(https://orcid.org/0000-0002-7604-3141)
Faculdade de Medicina do ABC, Departamento de Ortopedia Traumatologia, Santo André, SP, Brasil

Edson Pudles
(https://orcid.org/0000-0001-9816-2945)
Hospital Universitário Evangélico de Curitiba, Curitiba, PR, Brasil

Eduardo Barros Puertas
(https://orcid.org/0000-0002-0834-4970)
Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP, Departamento de Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil
Eduardo da Frota Carrera
(https://orcid.org/0000-0002-7703-7122)
Depto. Ortop. Traumatol. Univ. Federal de São Paulo – UNIFESP
São Paulo, SP, Brazil
Eduardo Murilo Novak
(https://orcid.org/0000-0002-2480-0737)
Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUC-PR, Curitiba, PR, Paraná, Brazil
Eduardo Sadao Yonamine
(https://orcid.org/0000-0001-6924-2647)
Irmandade da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, São Paulo, PR, Brazil
Elmano de Araújo Loures
(https://orcid.org/0000-0003-3691-013X)
Hospital Universitário da Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, MG, Brasil
Emiliano Neves Vialle
(https://orcid.org/0000-0003-1157-4889)
Hospital Universitário Cajuru, Pontifícia Universidade Católica – PUCPR, Curitiba, PR, Brasil
Emilio Carlos Curcelli
(https://orcid.org/0000-0003-0582-2903)
Faculdade de Medicina de Botucatú - UNESP Botucatú, SP, Brazil
Emílio Cezar Mamede Murade
(https://orcid.org/0000-0002-1372-5057)
Faculdade de Medicina de Marília – FAMEMA, Marília, SP, Brasil
Fabiano Kupczik
(https://orcid.org/0000-0003-1850-9238)
Hospital Universitário Cajuru, Pontifícia Universidade Católica – PUCPR, Curitiba, PR, Brasil
Fabio Farina Dal Molin
(https://orcid.org/0000-0003-0328-2237)
Hospital Moinhos de Vento de Porto Alegre, Porto Alegre, RS, Brasil
Fábio Krebs Gonçalves
(https://orcid.org/0000-0003-4156-4550)
Hospital Mãe de Deus, Porto Alegre, RS, Brasil
Fábio Lucas Rodrigues
(https://orcid.org/0000-0001-9786-9789)
Depto. Ortop. Traumatol. Fac. Medicina do ABC Santo André, SP, Brazil
Fabio Teruo Matsunaga
Escola Paulista de Medicina - UNIFESP
São Paulo, SP, Brasil
Fernando Antônio Mendes Façanha Filho
(https://orcid.org/0000-0003-3774-2342)
Instituto Dr. José Frota, Departamento de Ortopedia, Fortaleza, CE, Brasil
Francisco Carlos Salles Nogueira
(https://orcid.org/0000-0002-3828-6425)
Hospital Mater Dei
Belo Horizonte, MG, Brazil
Geraldo Sergio de Mello Granata Jr.
(https://orcid.org/0000-0003-0601-0712)
Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil
Giana Silveira Giostri
(https://orcid.org/0000-0001-9184-3828)
Pontifícia Universidade Católica do Paraná – PUCPR, Paraná, PR, Brasil
Gilberto Francisco Brandão
(https://orcid.org/0000-0002-3033-4832)
Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG, Minas Gerais, MG, Brasil
Gracielle Silva Cardoso
(https://orcid.org/0000-0003-2956-6625)
Hospital Governador Celso Ramos, Florianópolis, SC, Brasil
Guilherme Moreira de Abreu e Silva
(https://orcid.org/0000-0002-3869-8606)
Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG, Faculdade de Medicina, Belo Horizonte, MG, Brasil
Guilherme Pelosini Gaiarsa
(https://orcid.org/0000-0003-1481-3048)
Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP, Departamento de Ortopedia e Traumatologia HCFMUSP, São Paulo, SP, Brasil
Gustavo Pacheco Martins Ferreira
(https://orcid.org/0000-0003-1887-0058)
Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG, Hospital das Clínicas, Belo Horizonte, MG, Brasil
Guydo Marques Horta Duarte
(https://orcid.org/0000-0002-2154-2832)
Hospital Ortopédico de Belo Horizonte, Belo Horizonte, MG, Brasil
Hamilton da Rosa Pereira
(https://orcid.org/0000-0001-7456-1036)
Universidade Estadual de São Paulo – UNESP, Faculdade de Medicina de Botucatu, São Paulo, SP, Brasil
Hélio Jorge Alvachian Fernandes
(https://orcid.org/0000-0002-6913-6243)
Depto. Ortop. Traumatol. UNIFESP/EPM
São Paulo, SP, Brazil
Helton Luiz A. Defino
(https://orcid.org/0000-0003-4274-0130)
Depto. Biomec. Med. Ap. Locom. Fac. Med. Rib. Preto Ribeirão Preto, SP, Brazil
Henrique A. Berwanger Cabrita
(https://orcid.org/0000-0003-2752-2397)
Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP, Departamento de Ortopedia e Traumatologia HCFMUSP,
São Paulo, SP, Brasil
Henrique Ayzemberg
(https://orcid.org/0000-0002-4302-8287)
Hospital Municipal São José – HMSJ, Departamento Ortopedia Traumatologia, Joinvile, SC, Brasil
Henrique Mansur Gonçalves
(https://orcid.org/0000-0001-7527-969X)
Universidade de Brasília – UNB, Brasília, DF, Brasil
Henrique Melo Campos Gurgel
(https://orcid.org/0000-0002-2005-0553)
Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP, Departamento de Ortopedia e Traumatologia HCFMUSP, São Paulo, SP, Brasil
Hugo Alexandre de A. Barros Cobra
(https://orcid.org/0000-0002-7315-0961)
Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia – INTO, Rio de Janeiro, RJ, Brasil
Ivan Chakkour
(https://orcid.org/0000-0003-3870-0523)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil
Jairo de Andrade Lima
Universidade Federal de Pernambuco
Pernambuco, PE, Brasil
Jair Simmer Filho
(https://orcid.org/0000-0002-1571-1855)
Hospital Santa Rita Vitória, ES, Brasil
Jan Willem Cerf Sprey
(https://orcid.org/0000-0002-9239-1736)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil
João Batista de Miranda
(https://orcid.org/0000-0001-9128-0295)
Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP, Faculdade de Ciências Médicas –FCM, Campinas, SP, Brasil
João Carlos Belloti
(https://orcid.org/0000-0003-3396-479X)
Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Universidade Federal de São Paulo - UNIFESP, São Paulo, SP, Brasil
João Carlos Nakamoto
(https://orcid.org/0000-0003-4780-827X)
Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP, Departamento Ortopedia Traumatologia, Campinas, SP, Brasil
João Damasceno Lopes Filho
(https://orcid.org/0000-0001-8761-7887)
Fundação Faculdade Regional de Medicina de São José do Rio Preto e Faculdade de Medicina de São José do Rio Preto – FUNFARME/FAMERP, Departamento Ortopedia Traumatologia, São José do Rio Preto, SP, Brasil
João José Sabongi Neto
(https://orcid.org/0000-0002-0554-1426)
Pontifícia Universidade Católica – PUC, Soracaba, SP, Brasil
João Valverde Filho
(https://orcid.org/0000-0002-5214-2831)
Hospital Sírio Libanês São Paulo
São Paulo, SP, Brazil
Joel Murachovsky
(https://orcid.org/0000-0003-1812-8566)
Faculdade de medicina do ABC – FMABC, São Paulo, SP, Brasil

Jordanna Maria Pereira Bergamasco
(https://orcid.org/0000-0002-5280-1673)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Jorge Mitsuo Mizusaki
(https://orcid.org/0000.0001.6039.4599)
Casa de Saúde Santa Marcelina, São Paulo, SP, Brasil

José Antonio Veiga Sanhudo
(https://orcid.org/0000-0002-6321-9566)
Hospital Moinhos de Vento, Porto Alegre, RS, Brasil

José Carlos Cohen
(https://orcid.org/0000-0001-9323-476X)
Universidade Federal do Rio de Janeiro – UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

José Carlos Souza Vilela
(https://orcid.org/0000-0002-3700-1838)
Hospital Unimed Belo Horizonte, Belo Horizonte, MG, Brasil

José Leonardo Rocha de Faria
(https://orcid.org/0000-0003-2635-1469)
Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia - INTO/MS Rio de Janeiro, RJ, Brasil

José Maurício de Morais Carmo
(https://orcid.org/0000-0002-5688-7013)
Hosp. Universitário Pedro Ernesto da Univ. Est. do Rio de Janeiro Rio de Janeiro, RJ, Brasil

José Octávio Soares Hungria
(https://orcid.org/0000-0003-2215-9103)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

José Sérgio Franco
(https://orcid.org/0000-0002-4964-0979)
Universidade Federal do Rio de Janeiro, Faculdade de Medicina, Departamento de Ortopedia Traumatologia, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

José Vicente Pansini
(https://orcid.org/0000-0003-1445-9464)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Karen Voltan Garofo
(https://orcid.org/0000-0001-5025-0823-0000-0001-5025-0823)
Hospital de Clínicas da Universidade Estadual de Campinas São Paulo, SP, Brasil

Kelly Cristina Stefani
(https://orcid.org/0000-0003-1534-9654)
Universidade de São Paulo – USP, Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP, São Paulo, SP, Brasil

Leandro Alves de Oliveira
(https://orcid.org/0000-0002-2231-8947)
Universidade Federal de Goiás, Hospital das Clínicas, Goiânia, GO, Brasil

Leandro Emilio Nascimento Santos
(https://orcid.org/0000-0001-6449-7077)
Hospital Felício Rocho, Belo Horizonte, MG, Brasil

Leandro Lemgruber Kropf
(https://orcid.org/0000-0002-1306-9010)
Universidade do Rio de Janeiro, Hospital Universitário Pedro Ernesto, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Leonardo de Lima Silveira
ITORK - Instituto de Ortopedia e Traumatologia Romeu Krause Recife, PE, Brazil

Liszt Palmeira de Oliveira
(https://orcid.org/0000-0002-9051-937X)
Hospital Universitário Pedro Ernesto – UERJ Rio de Janeiro, RJ, Brazil

Lourenço Galizia Heitzmann
(https://orcid.org/0000-0003-4345-7222)
Hospital do Servidor Público Estadual – IAMSPE, São Paulo, SP, Brasil

Lourenço Pinto Peixoto
(https://orcid.org/0000-0002-3210-7609)
Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia - INTO Rio de Janeiro, RJ, Brazil

Luciana Andrade Silva
(https://orcid.org/0000-0002-9385-1941)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Luciana Gomes Pedro Brandão
(https://orcid.org/0000-0002-5271-422X)
Instituto Nacional de Infectologia Evandro Chagas – Fiocruz, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Luciano Ruiz Torres
(https://orcid.org/0000-0002-6608-4062)
Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP, Departamento de Ortopedia e Traumatologia HCFMUSP, São Paulo, SP, Brasil

Lúcio Honório de Carvalho Júnior
(https://orcid.org/0000-0003-2683-6386)
Hospital Madre Teresa, Belo Horizonte, MG, Brasil

Luis Alfredo Gomez Vieira
(https://orcid.org/0000-0002-3988-4451)
Hospital Português da Bahia, Salvador, BA, Brasil

Luis Eduardo Carelli Teixeira da Silva
(https://orcid.org/0000-0003-2631-5492)
Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia – INTO, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Luis Eduardo Munhoz da Rocha
Hospital Pequeno Príncipe
Curitiba, PR, Brazil

Luis Gustavo Prata Nascimento
(https://orcid.org/0000-0003-0889-3360)
Faculdade de Medicina do ABC – FMABC, Santo André, SP, Brasil

Luiz Angelo Vieira
(https://orcid.org/0000 0003 4406 2492)
Pontifícia Universidade Católoca – PUC, Sorocaba, SP, Brasil

Luiz Carlos Sobânia
(https://orcid.org/0000-0002-3775-619X)
Universidade Federal do Paraná – UFPR, Curitiba, PR, Brasil

Luiz Eduardo Moreira Teixeira
(https://orcid.org/0000-0003-1276-5679)
U niversidade Federal Minas Gerais – UFMG, Faculdade de Medicina, Departamento Aparelho Locomotor, Belo Horizonte, MG, Brasil

Luiz Gabriel Betoni Guglielmetti
(https://orcid.org/0000-0003-2711-529X)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Faculdade Ciências Médicas Santa Casa de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil

Luiz Sérgio Marcelino Gomes
(https://orcid.org/0000-0003-1813-7171)
Serviço de Cirurgia e Reabilitação Ortopédico-Traumatológica de Batatais – SECROT, Campinas, SP, Brasil

Marcelo Back Sternick
(https://orcid.org/0000-0002-3631-7734)
Hospital Vera Cruz, Belo Horizonte, MG, Brasil

Marcelo Bragança dos Reis Oliveira
(https://orcid.org/0000-0003-1986-7002)
Universidade Federal do Rio de Janeiro Rio de Janeiro, RJ, Brazil

Marcelo Cavalheiro de Queiroz
(https://orcid.org/0000-0003-2347-0921)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Faculdade Ciências Médicas Santa Casa de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil

Marcelo Hide Matsumoto
(https://orcid.org/0000-0003-2556-7161)
Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Marcelo Italo Risso Neto
(https://orcid.org/0000-0003-0990-6901)
Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP, Faculdade de Ciências Médicas – FCM, Campinas, SP, Brasil

Marcelo Pires Prado
(https://orcid.org/0000-0003-0325-8050)
Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo, SP, Brasil

Marcelo Schmidt Navarro
(https://orcid.org/0000-0002-0466-4993)
Faculdade de Medicina do ABC – FMABC, São Caetano do Sul, SP, Brasil

Marcelo Teodoro Ezequiel Guerra
(https://orcid.org/0000-0002-1007-4818)
Universidade Luterana do Brasil – ULBRA, Porto Alegre, RS, Brasil

Marcelo Wajchenberg
(https://orcid.org/0000-0003-1961-6537)
Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Marcio Cohen
(https://orcid.org/0000-0003-1483-0585)
Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia – INTO, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Marcio Fernando Aparecido de Moura
(https://orcid.org/0000-0002-9873-930x)
Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná – UFPR, Curitiba, PR, Brasil

Márcio Schiefer de Sá Carvalho
(https://orcid.org/0000-0003-2785-8261)
Universidade Federal do Rio de Janeiro Rio de Janeiro, RJ, Brazil

Marco Antonio de Castro Veado
(https://orcid.org/0009-0005-7741-3748)
Depto. Ortop. Fac. de Ciências Médicas de Minas Gerais Belo Horizonte, MG, Brazil

Marco Antonio Percope de Andrade
(https://orcid.org/0000-0001-6284-213X)
Fac. Med. Univ. Federal de Minas Gerais – UFMG Belo Horizonte, MJ, Brazil

Marco Bernardo Cury Fernandes
(https://orcid.org/0000-0003-1157-6243)
Instituto Nacional de Ortopedia e Traumatologia – INTO, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Marco Túlio Costa
(https://orcid.org/0000-0001-9411-9376)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Marco Tulio Lopes Caldas
(https://orcid.org/0000-0001-8231-3948)
Fundação Hospitalar do Estado de Minas Gerais – FHEMIG, Belo Horizonte, MG, Brasil

Marcos Antonio Almeida Matos
(https://orcid.org/0000-0002-3592-986X)
Escola Baiana de Medicina e Saúde Pública, Salvador, BA, Brazil

Marcos Barbieri Mestriner
(https://orcid.org/0000-0002-1554-7514)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Marcos Noberto Giordano
(https://orcid.org/0000-0001-5397-4958)
Hospital de Força Aérea do Galeão – HFAG, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Marcos Vaz de Lima
(https://orcid.org/0000-0002-6946-1628)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Marcus Aurélio Preti
Universidade Estadual do Pará - UEPA Pará, PA, Brasil

Marcus Vinícius Galvão Amaral
(https://orcid.org/0000-0001-7301-3644)
Instituto Nacional de Ortopedia e Traumatologia – INTO Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Maria Fernanda Silber Caffaro
(https://orcid.org/0000-0002-2823-8534)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Maria Isabel Pozzi Guerra
(https://orcid.org/0000-0002-5935-2460)
Hospital Universitário Canoa – ULBRA, Rio Grande do Sul, RS, Brasil

Mario Carneiro Filho
(https://orcid.org/0000-0002-9409-5607)
Depto. Ortop. Traumatol. Univ. Federal de São Paulo – UNIFESP São Paulo, SP, Brazil

Mario Ferretti Filho
(https://orcid.org/0000-0002-5298-2486)
Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo, SP, Brasil

Maurício Etchebehere
(https://orcid.org/0000-0002-5176-2369)
Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP, Faculdade de Ciências Médicas, Departamento Ortopedia Traumatologia, Campinas, SP, Brasil

Mauro Cesar de Morais Filho
(https://orcid.org/0000-0003-2670-3030)
Associação de Assistência à Criança Deficiente – AACD, São Paulo, SP, Brasil

Mauro dos Santos Volpi
(https://orcid.org/0000-0002-4847-602X)
Faculdade de Medicina de Botucatu da UNESP, Botucatu, SP, Brasil

Mauro José Costa Salles
(http://orcid.org/0000-0002-5443-6024)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Faculdade Ciências Médicas Santa Casa de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil

Mateus Saito
(https://orcid.org/0000-0002-0909-706X)
Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP, Faculdade de Medicina Universidade São Paulo, São Paulo, SP, Brasil

Miguel Akkari
(https://orcid.org/0000-0002-1533-8915)
Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil São Paulo, SP, Brasil

Milton Bernardes Pignataro
(https://orcid.org/0000-0001-8280-1482)
Santa Casa de Porto Alegre, Departamento Ortopedia, Porto Alegre, RS, Brasil

Murilo Antonio Rocha
(https://orcid.org/000-0001-6687-6265)
Universidade Federal do Triângulo Mineiro – UFTM, Uberlândia, MG, Brasil

Nacime Salomão Barbachan Mansur
(https://orcid.org/0000-0003-1067-727X)
Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Nelson Hiroyuki Miyabe Ooka
(https://orcid.org/0000-0003-0853-7630)
Universidade do Estado do Rio de Janeiro – UERJ, Hospital Universitário Pedro Ernesto, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Nilson Roberto Severino
(https://orcid.org/0000-0002-1730-0216)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Noé De Marchi
(https://orcid.org 0000-0001-7696-2220)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Paulo Henrique Ruschel
(https://orcid.org/0000-0001-9398-5475)
Santa Casa de Porto Alegre, Departamento Ortopedia, Porto Alegre, RS, Brasil

Paulo Lobo Júnior
(https://orcid.org/0000-0001-7625-710X)
Hospital Ortopédico e Medicina Especializada – HOME, Brasília, DF, Brasil

Priscila Rosalba Domingos de Oliveira
Fac. Ciências Méd. Sta. Casa de Misericórdia de São Paulo São Paulo, SP, Brazil

Rafael Augusto Dantas Prinz
(https://orcid.org/0000-0003-1814-8815)
Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia – INTO, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Rafael Trevisan Ortiz
(https://orcid.org/0000-0001-7742-829X)
Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP, Faculdade de Medicina Universidade São Paulo, São Paulo, SP, Brasil

Ralph Walter Christian
(https://orcid.org/0000-0003-2851-94747)
Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Rames Mattar Junior
(https://orcid.org/0000-0003-4202-4652)
Depto. Ortop. Traumatol. FMUSP São Paulo, SP, Brasil

Raquel Bernardelli Iamaguchi
(https://orcid.org/0000-0002-8965-5147)
Clínica Iamaguchi, São Paulo, SP, Brasil

Renato Hiroshi Salvioni Ueta
(https://orcid.org/0000-0002-3458-0184)
Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Reynaldo Jesus-Garcia Filho
(https://orcid.org/0000-0001-7895-5729)
Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Ricardo Cardenuto Ferreira
(https://orcid.org/0000-0002-9886-5082)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Ricardo de Paula Leite Cury
(https://orcid.org/0000-0003-0507-4976)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Ricardo Sprenger Falavinha
Hospital Universitário Cajurú, PUC Curitiba Curitiba, PR, Brazil
Riccardo Gomes Gobbi (https://orcid.org/0000-0002-1715-4343)
Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP, Faculdade de Medicina Universidade São Paulo, São Paulo, SP, Brasil
Robert Meves (https://orcid.org/0000-0002-8695-3982)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil
Roberto Dantas Queiroz (https://orcid.org/0000-0001-5662-4830)
Hospital do Servidor Público Estadual de São Paulo – IAMSPE, São Paulo, SP, Brasil
Roberto Freire da Mota e Albuquerque (https://orcid.org/0000-0002-0848-9475)
Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP, Faculdade de Medicina Universidade São Paulo, São Paulo, SP, Brasil
Roberto Luiz Sobânia (https://orcid.org/0000-0002-3775-619X)
Santa Casa de Misericórdia de Curitiba, Curitiba, PR, Brasil
Roberto Sérgio de Tavares Canto
Universidade Federal de Uberlândia Uberlândia, MG, Brazil
Roberto Yukio Ikemoto (https://orcid.org/0000-0001-7718-1186)
Faculdade Medicina do ABC – FMABC, Departamento de Ortopedia Traumatologia, Santo André, SP, Brasil
Roberto Zambelli de Almeida Pinto (https://orcid.org/0000-0001-9692-5283)
Hospital Mater Dei de Belo Horizonte, Belo Horizonte, MG, Brasil
Robinson Esteves Santos Pires (https://orcid.org/0000-0002-3572-5576)
Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG, Departamento Aparelho Locomotor, Belo Horizonte, MG, Brasil
Rodrigo Gonçalves Pagnano (https://orcid.org/0000-0002-6064-2027)
Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP, Faculdade de Ciências Médicas, Campinas, SP, Brasil
Rodrigo Mota Pacheco Fernandes (https://orcid.org/0000-0003-0481-6528)
Universidade Federal Fluminense – UFF, Niterói, RJ, Brasil
Rodrigo Pereira Guimarães (https://orcid.org/0000-0002-0764-6555)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil
Rodrigo Ribeiro Pinho Rodarte (https://orcid.org/0000-0003-1410-601X)
Hospital Central da Polícia Militar, Rio de Janeiro, RJ, Brasil
Rogério Meira Barros (https://orcid.org/0000-0002-0654-2316)
Santa Casa de Misericórdia de Salvador, Salvador, BA, Brasil
Rogério Teixeira de Carvalho (https://orcid.org/0000-0001-8387-7104)
Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil
Romeu Krause Gonçalves (https://orcid.org/0000-0002-7103-481X)
Instituto de Traumatologia e Ortopedia Romeu Krause – ITORK, Recife, PE, Brasil
Ronaldo Percopi de Andrade (https://orcid.org/0009-0002-6892-0367)
Depto. Ortop. Traumatol. Hospital Madre Teresa de Belo Horizonte Belo Horizonte, MG, Brazil
Samuel Faccioni (https://orcid.org/0000-0002-3991-1499)
Instituto de Ortopedia e Traumatologia de Passo Fundo, Passo Fundo, RS, Brasil
Samuel Ribak (https://orcid.org/0000-0003-0345-3921)
Pontifícia Universidade Católica de Campinas – PUCAMP, Campinas, SP, Brasil
Sandro Castro Adeodato de Souza (https://orcid.org/0009-0007-7886-9995)
Universidade Federal do Rio de Janeiro Rio de Janeiro, RJ, Brazil
Sérgio Rocha Piedade (https://orcid.org/0000-0003-3774-5914)
Universidade Estadual de Campinas UNICAMP, Campinas, SP, Brasil
Suely Akiko Nakagawa (https://orcid.org/0000-0002-9195-2087)
Hospital AC Camargo Câncer Center, Departamento de Ortopedia, São Paulo, SP, Brasil
Susana dos Reis Braga (https://orcid.org/0000-0003-0807-5990)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil
Sergio Zylbersztejn (https://orcid.org/0000-0002-6560-6500)
Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre Porto Alegre, RS, Brazil
Tania Szejnfeld Mann (https://orcid.org/0000-0003-4168-0981"0000-0003-4168-0981)
Santa Casa de São Paulo São Paulo, SP,
Brasil Takeshi Chikude (https://orcid.org/0000-0003-0568-175X)
Faculdade Medicina do ABC – FMABC, Departamento de Ortopedia Traumatologia, Santo André, SP, Brasil
Tatiana Zotti Pitagóras (https://orcid.org/0000-0002-2714-3664)
Hospital São Vicente de Paulo, Passo Fundo, RS, Brasil
Teng Hsiang Wei (https://orcid.org/0000-0001-6219-0047)
Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP, Faculdade de Medicina Universidade São Paulo, São Paulo, SP, Brasil
Thiago Sampaio Busato (https://orcid.org/0000-0002-7165-5173)
Centro de Reconstrução e Instituto de Pesquisa Articular – CRIAR, Campina Grande do Sul, PR, Brasil
Túlio Diniz Fernandes (https://orcid.org/0000-0002-9687-7143)
Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP, Faculdade de Medicina Universidade São Paulo, São Paulo, SP, Brasil
Verônica Fernandes Vianna (https://orcid.org/0000-0002-4285-355X)
Instituto D'Or de Pesquisa e Ensino Rio de Janeiro, RJ, Brasil
Victor Marques Oliveira (https://orcid.org/0000-0001-7236-4936)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil
Vincenzo Giordano Neto (https://orcid.org/0000-0002-4429-312X)
Hospital Municipal Miguel Couto, Departamento Ortopedia, Rio de Janeiro, RJ, Brasil
Vinicius Ynoe de Moraes (https://orcid.org/0000-0002-4933-4007)
Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP, São Paulo, SP, Brasil
Vladimir Cordeiro de Carvalho (https://orcid.org/0000-0001-7919-0553)
Inst. de Ortop. Traumatologia do Hospital das Clínicas São Paulo, SP, Brazil
Walter Ricioli Júnior (https://orcid.org/0000-0002-7676-5806)
Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Departamento Ortopedia Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil
Wiliam Soltau Dani (https://orcid.org/0000-0001-5202-4184)
Clinitrauma Lages, SC, Brasil
Yussef Ali Abdouni (https://orcid.org/0000-0003-0752-5128)
Irmandade da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil

ISSN 0102-3616

Revista Brasileira de Ortopedia

CONSELHO DE ADMINISTRAÇÃO 2024

Presidente SBOT 2024

Fernando Baldy dos Reis (SP)

1º Vice-Presidente

Paulo Lobo Junior (DF)

2º Vice-Presidente

Miguel Akkari (SP)

Presidente SBOT 2023

João Antônio Matheus Guimarães

Secretário-Geral

Alexandre Fogaça Cristante (SP)

1º Secretário

Roberto Luiz Sobânia (PR)

2º Secretário

Marcelo Carvalho Krause Gonçalves (PE)

1º Tesoureiro

Alberto Naoki Miyazaki (SP)

2º Tesoureiro

Tito Henrique de Noronha Rocha (RJ)

Diretora de Comunicação e Marketing

Maria Fernanda Silber Caffaro (SP)

Diretor de Regionais

Francisco Carlos Salles Nogueira (MG)

Diretor de Comitês

Sandro da Silva Reginaldo (GO)

CEO

Adimilson Cerqueira

Volume 60, número 4/2025

RBO
Revista Brasileira de Ortopedia

Editorial

A RBO na Web of Science: Qualidade reconhecida internacionalmente
Geraldo Motta

Artigo de Atualização

Joelho

Inovação tecnológica em artroplastia total do joelho: Navegação, robótica e customização
Marcus Vinicius Malheiros Luzo, Marcio de Castro Ferreira, Alexandre Barbieri Mestriner, Idemar Monteiro de Palma, Carlos Eduardo da Silveira Franciozi, Marcelo Seiji Kubota

Atualização no tratamento das lesões meniscais
Rafael Erthal de Paula, Bernardo Crespo Alves, Alan de Paula Mozella

Revisão Sistemática e Metanálise

Quadril

Comparação de hastes intramedulares com bloqueios cefálicos e parafuso deslizante DHS no tratamento cirúrgico das fraturas transtrocanterianas instáveis em adultos – Uma revisão sistemática com metanálise
João Protásio, Paulo Victor Dias Almeida, Mariana Garcia Martins Castro

Artigo Original

Ombro

Análise biomecânica comparativa de duas técnicas de fixação da osteotomia do olécrano
Felipe Lacerda de Oliveira Pessôa, Marcio Liu Sandt, Marcos Alves Correia, Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Maria Eugenia Leite Duarte, Verônica Fernandes Vianna

Joelho

Medida da rotação interna do joelho no diagnóstico clínico da associação de lesão no ligamento anterolateral e no ligamento cruzado anterior
Geraldo Luiz Schuck de Freitas, João Luiz Ellera Gomes

Determinação do posicionamento da linha articular do joelho por meio das distâncias bicondilar femoral e epicondilar na população brasileira
Leonardo Augusto Melo de Andrade, Márcio de Castro Ferreira, Carlos Eduardo da Siveira Franciozi, Enzo Salviato Mameri, Marcelo Seiji Kubota, Marcus Vinícius Malheiros Luzo

Mão

Recuperação da flexão do cotovelo e função respiratória em pacientes com lesão traumática total do plexo braquial tratados com transferência do nervo frênico
Giovanni V.C. Guedes, Rogério R. Visconti, Rudolf N. Kobig, João A. M. Guimarães, Conrado T. Laett

Thieme Revinter Publicações Ltda

online www.thieme-connect.com/products

Joelho

Análise antropométrica dos implantes nacionais e importados de artroplastia total de joelho na população brasileira

Márcio de Castro Ferreira, Carlos Eduardo da Siveira Franciozi, Luiz Felipe Morlin Ambra, Enzo Salviato Mameri, Marcelo Seiji Kubota, Marcus Vinícius Malheiros Luzo

Ombro

Achados à RM dinâmica e a escala mJOA: Estabelecimento de correlações na avaliação clínica

Ricardo André Acácio dos Santos, Raphael de Rezende Pratali, Mariana Demétrio de Sousa Pontes, Carlos Fernando P. S. Herrero

Joelho

Pesquisa nacional para a avaliação da abordagem à lesão do LCA entre cirurgiões esportivos brasileiros

Eduardo Frois Temponi, Lúcio Honório de Carvalho Júnior, Matheus Braga Jacques Gonçalves, Pedro Martins da Costa Drummond, Vitor Rodrigues de Miranda, Waldir de Souza Fernandes Júnior

Percepções, expectativas e barreiras à cirurgia robótica de artroplastia total do joelho: Estudo transversal com 218 pacientes

Eduardo Frois Temponi, Álvaro Coura Castro, Renato Monteiro de Castro Junior, Rômullo Vinícius Dutra Menezes, Lúcio Honório de Carvalho Júnior

Nota Técnica

Joelho

Tenodese do trato iliotibial no tratamento das lesões do complexo anterolateral do joelho – Descrição de uma técnica modificada

Gustavo Rabelo Azi, Alexandre Vasconcelos de Meirelles, Ramon Rocha Costa de Freitas, José Fonseca Fróes Neto, Enilton de Santana Ribeiro de Mattos, Alex Guedes

Cover design: © Thieme

© 2025. Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. All rights reserved.
Revista Brasileira de Ortopedia is published bimonthly by Thieme-Revinter Publicações Ltda., Rua do Matoso, 170, Rio de Janeiro 20270-135, Brazil.

Editorial comments should be sent to **journals@thieme.com**. Articles may be submitted to this journal on an open-access basis. For further information, please send an e-mail to openaccess@thieme.com. The content of this journal is available online at **www.thieme-connect.com/products**. Visit our Web site at **www.thieme.com** and the direct link to this journal at **www.thieme.com/rbo.**

Revista Brasileira de Ortopedia is an official publication of the Brazilian Society of Orthopedics and Traumatology (Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia, SBOT), It is listed in PubMed, PubMed Central, Scopus, SciELO, and LILACS (Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde). Thieme Medical Publishers is a member of the CrossRef initiative.

ISSN 0102-3616

Some of the product names, patents, and registered designs referred to in this publication are in fact registered trade marks or proprietary names even though specifi c reference to this fact is not always made in the text. Therefore, the appearance of a name without designation as proprietary is not to be construed as a representation by the Publisher that it is in the public domain.

All rights, including the rights of publication, distribution, and sales, as well as the right to translation, are reserved. No part of this work covered by the copyrights hereon may be reproduced or copied in any form or by any means—graphic, electronic, or mechanical, including photocopying, recording, taping, or information and retrieval systems—without written permission of the Publisher.

Important Note: Medical knowledge is ever-changing. As new research and clinical experience broaden our knowledge, changes in treatment and drug therapy may be required. The authors and editors of the material herein have consulted sources believed to be reliable in their efforts to provide information that is complete and in accord with the standards accepted at the time of publication. However, in view of the possibility of human error by the authors, editors, or publisher of the work herein, or changes in medical knowledge, neither the authors, editors, or publisher, nor any other party who has been involved in the preparation of this work, warrants that the information contained here in is in every respect accurate or complete, and they are not responsible for any errors or omissions or for the results obtained from use of such information. Because of rapid advances in the medical sciences, independent verification of diagnoses and drug dosages should be made. Readers are encouraged to confirm the information contained herein with other sources. For example, readers are advised to check the product information sheet included in the package of each drug they plan to administer to be certain that the information contained in this publication is accurate and that changes have not been made in the recommended dose or in the contraindications for administration. This recommendation is of particular importance in connection with new or infrequently used drugs.

Although all advertising material is expected to conform to ethical (medical) standards, inclusion in this journal does not constitute a guarantee or endorsement of the quality or value of such product or of claims made by its manufacturer.

Editorial

A RBO na Web of Science: Qualidade reconhecida internacionalmente

RBO in the Web of Science: Internationally Recognized Quality

Geraldo Motta[1]

[1] Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil

Rev Bras Ortop 2025;60(4):s00451812091.

É com grande satisfação que anunciamos a indexação da Revista Brasileira de Ortopedia (RBO) na base *Web of Science*, mantida pela *Clarivate Analytics*. Este feito representa o reconhecimento internacional da qualidade editorial do periódico e consolida a posição da RBO como referência para a Ortopedia e Traumatologia na América Latina.

A inclusão na *Web of Science* não é um objetivo pontual, mas parte de uma estratégia editorial baseada em critérios rigorosos: revisão por pares transparente, pontualidade, integridade ética, internacionalização e relevância científica. Esses princípios orientaram todas as ações que nos trouxeram até aqui e continuarão norteando nosso trabalho.

Esse avanço não pertence apenas à RBO, mas a toda a comunidade ortopédica brasileira. Ao atingir essa posição, ampliamos a visibilidade das pesquisas nacionais, fortalecemos nossa capacidade de atrair colaborações internacionais e contribuímos para a projeção global da produção científica brasileira.

A responsabilidade, entretanto, cresce junto com o reconhecimento. É necessário manter a qualidade, estimular estudos originais de impacto, reduzir prazos editoriais e assegurar a constante atualização de nossas práticas.

Reafirmamos nosso compromisso com a excelência e convidamos todos a seguirem contribuindo para que a RBO, agora reconhecida em uma das mais importantes bases do mundo, continue sendo um espaço de inovação, credibilidade e impacto para a Ortopedia.

Endereço para correspondência
Geraldo Motta,
(e-mail: geraldomotta@terra.com.br).

DOI https://doi.org/10.1055/s-0045-1812091.
ISSN 0102-3616.

© 2025. The Author(s).
This is an open access article published by Thieme under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International License, permitting copying and reproduction so long as the original work is given appropriate credit (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

Thieme Revinter Publicações Ltda., Rua Rego Freitas, 175, loja 1, República, São Paulo, SP, CEP 01220-010, Brazil

Inovação tecnológica em artroplastia total do joelho: Navegação, robótica e customização

Technological Innovation in Total Knee Arthroplasty: Navigation, Robotics, and Customization

Marcus Vinicius Malheiros Luzo[1] Marcio de Castro Ferreira[1] Alexandre Barbieri Mestriner[1] Idemar Monteiro de Palma[2] Carlos Eduardo da Silveira Franciozi[1] Marcelo Seiji Kubota[1]

[1] Grupo de Cirurgia do Joelho, Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil
[2] Grupo de Cirurgia do Joelho, Hospital Maradei, Belém, PA, Brasil

Endereço para correspondência Marcus Vinicius Malheiros Luzo, Rua Botucatu, 740, 1o andar, Vila Clementino, 04023-062, São Paulo – SP, Brasil (e-mail: smluzo@uol.com.br).

Rev Bras Ortop 2025;60(4):s00451810045.

Resumo

A artroplastia total de joelho (ATJ) é o procedimento padrão-ouro para o tratamento das patologias degenerativas articulares do joelho sem melhora com o tratamento conservador, e resulta em desfechos clínicos e funcionais excelentes. No entanto, uma parcela pequena dos pacientes relata alguma insatisfação com seus joelhos após as cirurgias. Neste contexto, nos últimos anos, o desenvolvimento tecnológico associado a este tratamento tem passado por relevante introdução de novos conceitos biomecânicos e incorporações de tecnologias que buscam o aprimoramento das técnicas cirúrgicas associado à evolução de desenhos de implantes que otimizem as características individuais dos pacientes para permitir melhor customização cirúrgica. O objetivo deste artigo é apresentar conceitos, vantagens e limitações associadas ao desenvolvimento dos implantes customizados, além das técnicas cirúrgicas de ATJ associada à automação (robótica) e à navegação assistida por computação. Ainda que exista ampla literatura médica que demonstra resultados promissores com as novas tecnologias nas cirurgias de ATJ, são necessários estudos com maior seguimento e metodologias adequadas a fim de contribuir com a demonstração de vantagens nos desfechos cirúrgicos nas artroplastias de joelho.

Palavras-chave
- artroplastia do joelho
- cirurgia robótica
- osteoartrite do joelho
- próteses e implantes

Abstract

Total knee arthroplasty (TKA) is the gold standard to treat degenerative knee joint conditions that do not improve with conservative treatment, and it yields excellent clinical and functional outcomes. However, a small proportion of patients report some dissatisfaction with their knees after surgery. Recently, TKA underwent significant technological development with the introduction of new biomechanical concepts and the incorporation of techniques to improve surgical procedures. Moreover, the evolution in implant designs optimized for the individual characteristics of the patients

Trabalho desenvolvido no Grupo de Cirurgia do Joelho, Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil.

recebido
05 de fevereiro de 2025
aceito
27 de março de 2025

DOI https://doi.org/10.1055/s-0045-1810045.
ISSN 0102-3616.

© 2025. The Author(s).
This is an open access article published by Thieme under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International License, permitting copying and reproduction so long as the original work is given appropriate credit (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

Thieme Revinter Publicações Ltda., Rua Rego Freitas, 175, loja 1, República, São Paulo, SP, CEP 01220-010, Brazil

enables better surgical customization. The current article presents the concepts, advantages, and limitations to the development of customized implants, as well as TKA surgical techniques involving automation (robotics) and computer-assisted navigation. Although the medical literature showing promising outcomes with new TKA technologies is extensive, studies with longer follow-up and appropriate methodologies are required to contribute to the demonstration of advantages in knee arthroplasty outcomes.

Keywords
- arthroplasty, replacement, knee
- osteoarthritis, knee
- prostheses and

Introdução

A artroplastia total de joelho (ATJ) é a cirurgia considerada padrão-ouro para o estágio final da gonartrose, e, embora os desfechos clínicos deste procedimento sejam amplamente favoráveis, estima-se que aproximadamente 10% dos pacientes se mantêm insatisfeitos com a cirurgia.[1,2]

Diante da crescente demanda dessa cirurgia e, levando-se em consideração o fato de que elas são realizadas cada vez mais em pacientes adultos jovens,[3] é notória a necessidade e a busca de resultados cirúrgicos de maior qualidade visando a longevidade dos implantes, a percepção mais fisiológica da articulação, a melhor funcionalidade do membro inferior, e menores traumas cirúrgicos.[4]

Nesse contexto, novos avanços tecnológicos, tais como instrumentação e guias específicos, e a cirurgia assistida por computador (navegada) e/ou automação (robótica) buscam melhor customização e levar em conta a fisiologia e o equilíbrio dos ligamentos de cada paciente a fim de melhorar o planejamento cirúrgico tridimensionalmente, para aumentar a precisão do alinhamento e do posicionamento do implante.[4]

Esses conceitos estão sendo apresentados e introduzidos no mercado assistencial das artroplastias com o propósito de melhorar a compreensão mecânica do membro inferior, o mapeamento articular e funcional do joelho, assim como a precisão e a confiabilidade cirúrgicas para aumentar a satisfação dos pacientes. No entanto, como a incorporação de tecnologias novas geralmente está associada a custos maiores, é fundamental que os cirurgiões compreendam as inovações para as ATJs para que desenvolvam senso crítico em relação às suas práticas e visualizem como usar adequadamente essas novas ferramentas para melhorar os resultados cirúrgicos.[5,6]

O objetivo deste artigo é descrever as novas tecnologias em ATJ associadas ao uso da navegação, da robótica e dos implantes customizados, e discutir seus conceitos atuais, vantagens e limitações, para auxiliar o leitor a identificar como elas podem contribuir para o desenvolvimento técnico e melhorar os desfechos das artroplastias do joelho.

Implantes Customizados

Os primeiros dispositivos para artroplastia do joelho foram introduzidos na década de 1970; desde então, foram submetidos a diversas alterações, que incluem técnica cirúrgica e desenho dos implantes.[7] Um implante é produzido com base nos parâmetros dimensionais anatômicos de um grupo populacional definido, o que pode levar a inadequações de ajuste entre os componentes protéticos e a anatomia articular em outras populações. Estudos realizados em populações não caucasianas, como indianos, chineses, malaios e coreanos, por exemplo,[8–12] demonstraram relações antropométricas diversas e diferentes das apresentadas por caucasianos. Na comparação destas populações, foram identificadas discrepâncias significativas com os modelos de próteses comerciais, o que pode ter efeito direto sobre os resultados da artroplastia.[8–12] A anatomia pode variar com o gênero, a etnia, o biotipo e as alterações fenotípicas adquiridas.

O desenvolvimento tecnológico promove terapias ortopédicas mais "personalizadas" e centradas nas condições próprias de cada indivíduo. Embora atualmente se trate de uma tendência, a individualização terapêutica remonta a Hipócrates, em seus dizeres: "é mais importante saber que tipo de pessoa tem uma doença do que saber que tipo de doença uma pessoa tem".[13]

A medicina individualizada está cada vez mais presente no campo das artroplastias, na busca por melhores desfechos. A ATJ personalizada é estimulada por quatro grandes pilares: 1) eixo mecânico mais adaptado à biomecânica individual;[14,15] 2) variações anatômicas que não se enquadram em formatos de implantes predefinidos devido à variabilidade fenotípica articular; 3) evolução tecnológica que permite maior e melhor conhecimento e avaliação biomecânica intraoperatória; e 4) a pressão comercial dos fabricantes para massificar a utilização de seus produtos novos.[16]

Nesse contexto, os componentes customizados foram desenvolvidos para um revestimento fisiológico que respeite a geometria e os limites ósseos, para evitar hiper ou hipodimensionamento anatômico e reduzir as chances de impactos e atritos em partes moles ou falta de cobertura articular adequada, associado a uma cinemática mais fisiológica. No entanto, ainda que se defenda o restabelecimento anatomofisiológico articular individualizado, é preciso refletir que, por vezes, a biomecânica natural de determinado paciente pode ser fator causal, ou de risco, para a dor e a disfunção articular.

Os implantes customizados permitem definições próprias do sulco troclear de maneira personalizada, o que favorece a cinemática patelofemoral independentemente dos formatos condilares femorais, que também podem ser fabricados com raios de curvaturas individuais. Essa particularização que potencializa benefício cinemático ao implante pode ainda contribuir com menor necessidade de compensação para modificar a rotação femoral para o equilíbrio do espaço (*gap*) de flexão. Obviamente, esta condição seria dependente da ausência de assimetrias tensionais ligamentares, que

exigiriam liberação de partes moles a fim de se restabelecer o equilíbrio do *gap*.[17–19] O restabelecimento fisiológico e anatômico da curvatura condilar posterior aumenta os espaços de flexão e extensão. É preciso destacar a influência do raio de curvatura condilar femoral, porque sua relação com a cápsula posterior também interfere no dimensionamento do *gap* de extensão, condição que o cirurgião deve ter em mente ao dimensionar a projeção posterior (*off set)* no planejamento de artroplastia em pacientes com joelhos em flexo ou hiperextensão.[20,21] Na busca por uma artroplastia fisiológica, em que o paciente não perceba seu joelho "artificial" nas rotinas diárias, desenvolveu-se um questionário para a mensuração do desfecho.[22]

A ATJ personalizada deve, conceitualmente, manter ou procurar restaurar: 1) a percepção de uma articulação normal; 2) a biomecânica "funcional" (quando a anatomia nativa não é considerada patológica), a saber: a) os eixos cinemáticos nativos; b) a orientação nativa da linha articular; c) a tensão nativa de partes moles; e d) a cinemática e cinética articulares nativas durante atividades diárias; 3) a transferência adequada de estresse mecânico entre as interfaces; 4) o arco de movimento articular nativo; 5) a macro e microestabilidades articulares; 6) a resistência do polietileno ao desgaste e à fixação sólida do implante, o que contribui para sua sobrevida sem restrição às atividades; e 7) proporcionar uma recuperação rápida e sem complicações.[2]

Diante dos novos desafios conceituais que os implantes customizados trazem com relação aos princípios técnicos clássicos da cirurgia de ATJ, binários entre a técnica da ressecção mensurada ou técnica do equilíbrio dos espaços (*gap balancing*),[23] Lee et al.[24] propuseram um conceito novo, dissociado dos princípios dos cortes perpendiculares aos eixos mecânicos femoral e tibial, o qual foi denominado de *alinhamento cinemático*, e visa obter perfil articular mais próximo da articulação nativa ao recriar os três eixos cinemáticos do joelho, que são paralelos e perpendiculares às linhas nativas da articulação. Posteriormente, outros conceitos foram introduzidos, como os alinhamentos cinemático invertido, cinemático irrestrito, funcional, e cinemático modificado.[24,25] O que une todas essas novas definições técnicas é a manipulação das tensões e linhas articulares mais "fisiológicas" e potenciais compensações, nos cortes ósseos, de pequenas assimetrias das tensões ligamentares, ou seja: os conceitos outrora estabelecidos por Insall et al.[26] hoje são questionados, se devemos restaurar toda a anatomia e frouxidão ligamentar nativas. As inovações tecnológicas, como a cirurgia assistida por computação (CAC), e as automações favorecerem novas percepções e entendimentos que conduziram a este momento de desenvolvimento conceitual para uma abordagem específica do paciente e são promissoras para que a evolução e desfechos das ATJ sejam otimizadas. É preciso ressaltar que o alinhamento anatômico foi um conceito concebido nos anos 1980 por Krackow, Krena e Hungerford para ser utilizado com a prótese preservando o ligamento cruzado posterior, que acabou no esquecimento, muito por conta de desgaste precoce do tipo de polietileno polido utilizado à época. Com o advento de materiais novos e melhores associado às incorporações de tecnológica assistida por navegação e robótica, a técnica de alinhamento anatômico vem sendo mais bem compreendida e utilizada.[25]

É preciso mencionar que o conceito de ATJ personalizada não é universalmente aplicável. A doença degenerativa artrítica pode, em muitos pacientes, levar a articulação e o membro a desenvolver deformidades e variações anatômicas e biomecânicas, tais como encurtamento e alongamentos de partes moles e deformidades extra e intra-articulares que dificultam ou inviabilizam a identificação da cinemática fisiológica a ser restabelecida. Além disso, é preciso senso crítico para analisar se a condição anatomomecânica e fisiológica do paciente pode interferir negativamente na longevidade dos implantes.[27] Sendo assim, Vendittoli et al.[2] afirmaram que a ATJ personalizada não significa reproduzir a anatomia do paciente rotineiramente, mas oferecer uma solução cirúrgica de melhor qualidade para abordar a doença com uma tecnologia customizada de implante.

Diante de todas as considerações e conceitos teóricos vantajosos apresentados sobre os implantes customizados, ainda faltam maiores evidências clínicas para demonstrar superioridade dos desfechos com esses tipos de implantes. Müller et al.[28] e Saeed et al.[29] demostraram que as ATJs personalizadas não proporcionaram benefícios superiores aos dos implantes convencionais, e eles observaram maior taxa de revisão precoce entre as customizadas. Já Moret et al.[30] não encontraram diferenças significativas quanto ao desfecho clínico entre os implantes customizados e convencionais. Entretanto, os implantes personalizados se mostraram mais alinhados ao eixo neutro do membro e com melhores ajuste e posicionamento dos implantes.

É preciso ressaltar a necessidade de melhores metodologias de pesquisa e desenhos de estudo nas comparações prospectivas entre implantes customizados e convencionais, a fim de clarificar a compreensão dos desfechos da cirurgia personalizada e das técnicas clássicas.

Artroplastia Assistida por Computação (Navegada) e Automação (Robótica)

No final dos anos 1970 e início dos anos 1980, os conceitos cirúrgicos e biomecânicos sobre o alinhamento resultante do membro e o equilíbrio ligamentar pós-artroplastia do joelho foram apresentados com maior solidez científica, o que favoreceu o desenvolvimento de implantes melhores e otimizou o desempenho cirúrgico.[26] No começo dos anos 1990, iniciou-se o desenvolvimento da técnica cirúrgica para a ATJ assistida por computação (AC). O princípio dessa tecnologia se baseava na identificação de referências anatômicas intraoperatórias, como os centros da cabeça femoral, do joelho e do tornozelo, para proporcionar visões frontal e lateral em tempo real do eixo mecânico do membro inferior para um melhor controle intraoperatório do eixo do membro do paciente, sendo a primeira ATJ navegada realizada em 21 de janeiro de 1997.[31] Essa tecnologia tem como premissa facilitar a interpretação anatomomecânica do membro do paciente de modo a favorecer as decisões técnicas a serem adotadas pelo cirurgião para definir a

melhor estratégia para a cinemática articular e o posicionamento dos implantes.

As ATJs assistidas por navegação foram evoluindo tecnologicamente e permitiram ao cirurgião identificar, no intraoperatório, muito mais do que o eixo resultante final do membro, uma vez que passaram a permitir a realização com precisão das angulações dos cortes femoral e tibial, o posicionamento rotacional dos componentes femoral e tibial, as dimensões dos espaços de extensão e flexão, e os dimensionamentos dos implantes. A introdução da tecnologia AC associada à ATJ permitiu ao cirurgião ampla compreensão, domínio articular intraoperatório e maior precisão do procedimento em relação ao planejamento, e esse conhecimento contribuiu para o desenvolvimento de novos conceitos mecânicos do alinhamento resultante dos membros.[25] Tais alinhamentos foram flexibilizando os conceitos referentes aos cortes femoral e tibial outrora perpendiculares ao eixo mecânico no alinhamento mecânico convencional. Essa flexibilização permite a estabilidade articular ao diminuir ou evitar liberações de partes moles, ou seja, ao permitir um ajuste de corte ósseo "fino" que compensa pequenos desequilíbrios ligamentares mediante a inclinação da linha articular em relação ao eixo mecânico, se aproximando da anatomia do joelho nativo.[14]

Ao identificar a possibilidade de se aumentar a precisão cirúrgica da ATJ AC quanto aos cortes ósseos, a cirurgia ortopédica robótica, nos últimos anos, passou por relevante desenvolvimento, e conseguiu aumentar a qualidade e a praticidade do procedimento.[32]

A ATJ robótica (ATJr) usa um programa de computador para converter os registros anatômicos do paciente em uma reconstrução tridimensional da articulação do joelho, o que permite que o cirurgião planeje e execute a cirurgia com precisão quanto aos cortes definindos. Portanto, a ATJr é uma técnica cirúrgica que combina navegação AC e auxílio da automação robótica para o posicionamento e/ou realizações dos cortes.[14,32–34] A ATJr pode ser dividida em dois subgrupos: a ATJr ativa (autônoma), em que a automação é completa e independe da atuação do cirurgião para a realização dos cortes femorais e tibial planejados; e o sistema robótico semiativo (semiautônomo), mais difundido globalmente e presente no Brasil neste momento, no qual o cirurgião mantém o controle geral sobre a ressecção óssea assistido pela precisão da automação por meio do posicionamento dos guias de cortes ósseos ou de um braço robótico que auxilia a controlar a força, a amplitude de alcance e a direção da lâmina de serra dentro dos limites programados.[34]

Pode-se afirmar, de maneira resumida e sucinta, que a principal diferença conceitual entre uma ATJ AC e uma ATJr jaz no fato de a primeira ser um procedimento em que o cirurgião posiciona os guias e realiza os cortes assistido por monitoramento computacional. E a ATJr é uma ATJ AC com o auxílio da automação para o posicionamento dos guias de cortes e/ou a realização dos cortes ósseos. O principal benefício da ATJr é o corte ósseo preciso e reprodutível devido a uma interface robótica, independentemente do sistema usado. Além disso, ela permite a mensuração dos *gaps* de acordo com o planejamento dos cortes ósseos e o posicionamento do implante durante a cirurgia.[4] A precisão dos cortes ósseos conforme planejados é o principal benefício da ATJr, o que contribui para o posicionamento ideal dos implantes e o equilíbrio articular pela mensuração exata dos espaços de flexão e extensão.

Não existem indicações e contraindicações absolutas para a realização da ATJr ou da ATJ AC. No entanto, essas tecnologias se destacam e apresentam vantagens em relação a técnica convencional nos casos de pacientes que apresentam deformidades ósseas diafisárias e hastes intramedulares, condições que dificultam a realização da cirurgia pela técnica convencional.

Pacientes com deformidades articulares e falhas ósseas também podem ser favorecidos pelo uso da navegação, uma vez que essa tecnologia permite ao cirurgião visualizar as múltiplas possibilidades de de cortes e dimensionamentos dos implantes durante o planejamento e o intraoperatório.

Alguns sistemas de automação dependem de exame radiográfico pré-operatório para o programa de computador interpretar a reconstrução tridimensional articular que será conciliada com os pontos anatômicos identificados pelo cirurgião. No entanto, é possível, a depender do sistema AC robótico, que a cirurgia seja realizada sem a obrigatoriedade do mapeamento radiológico prévio, o que permite que todas as referências anatômicas e a identificação espacial do joelho e do membro inferior sejam capturadas integralmente durante o ato cirúrgico.

Destaca-se que a ATJ AC permite, com precisão, o controle crítico de muitos conceitos e elementos técnicos relevantes para o comportamento funcional do joelho, a fim de proporcionar previsibilidade mecânica e cinemática ao membro operado antes e após os cortes ósseos, a saber:

- a inclinação (*slope*) sagital posterior da tíbia na formação do espaço de flexão;
- o grau de rotação do componente femoral aplicável para a equalização do espaço de flexão entre os compartimentos femorotibiais medial e lateral, e potencial invasão da cortical femoral anterior (*notching*);
- o dimensionamento e a proporcionalidade entre os espaços de extensão e flexão de acordo com os dimensionamentos do componente femoral e do polietileno tibial;
- o tamanho do componente femoral e sua relação com o dimensionamento do espaço de flexão;
- o posicionamento do implante femoral no plano sagital;
- a capacidade de intercambiar os implantes femoral e tibial;
- a angulação resultante do membro inferior em relação ao eixo mecânico pelos ajustes planejados;
- a resultante sagital do membro inferior em neutro, recurvo ou flexo;
- o dimensionamento dos cortes femorais distal e posterior e tibial proximal;
- a altura da interlinha articular;
- a equalização entre os espaços de flexão e extensão; e
- o dimensionamento do polietileno.

A literatura[35–38] apresenta resultados favoráveis e promissores quanto à capacidade de essa tecnologia proporcionar maior precisão dos componentes, proteção dos

tecidos moles, maior satisfação do paciente, uma curva de aprendizado curta, desenho ergonômico ideal e menos fadiga do cirurgião e da equipe cirúrgica. Outros estudos demonstram resultados clínicos semelhantes aos das técnicas convencionais. Onggo et al.,[32] em uma revisão sistemática que analisou mais de 6 mil pacientes, concluíram que tanto a ATJr quanto a cirurgia convencional são confiáveis, seguras, e resultam em bons desfechos, ainda que o alinhamento final do membro seja mais preciso nas robóticas. Em uma revisão, Mancino et al.[39] encontraram vantagem para o grupo de ATJr em termos de resultados funcionais iniciais e linhas de radiolucências em comparação ao grupo submetido ao procedimento convencional. Nenhuma diferença significativa entre os dois grupos foi relatada quanto à sobrevivência geral, à taxa de revisão e ao tempo cirúrgico. Em uma revisão sistemática com metanálise de 12 ensaios clínicos randomizados com mais de 2 mil pacientes analisados, Ruangsomboon et al.[40] concluíram que, apesar de a ATJr provavelmente resultar em maior precisão radiológica do que o procedimento convencional, este desfecho pode não ser clinicamente significativo.

Em uma revisão sistemática recente, Nogalo et al.[41] analisaram os relatos das complicações relacionadas às artroplastias robóticas. As principais complicações observadas foram fraturas metafisárias nos orifícios de fixação dos pinos dos refletores da navegação, com $\sim$ 1,4% delas ocorrendo próximo da décima segunda semana de pós-operatório. A infecção no local dos pinos de reflexões e em incisões acessórias também é descrita, com incidência de 0,47%.[42] É preciso ressaltar que a cirurgia robótica é segura. No entanto, complicações podem acontecer, sendo mais relacionadas à técnica cirúrgica aplicada pelo cirurgião do que por consequência direta da tecnologia empregada.[43]

Considerações Finais

Diante das considerações abordadas neste estudo referente aos propósitos da incorporação de novas tecnologias, assim como novos conceitos técnicos referentes à ATJ, percebe-se, no momento, que os avanços são promissores, ainda que haja a necessidade de estudos com metodologias de maior qualidade e com seguimentos mais longos, a fim de compreendermos as vantagens técnicas de médio e longo prazos quanto aos desfechos clínicos e, por consequência, permitir o desenvolvimento de técnicas e práticas melhores associadas a artroplastias de joelho.

Contribuições dos Autores

Cada autor contribuiu individual e significativamente para o desenvolvimento deste artigo. MVML: conceitualização, validação, visualização w redação – revisão & edição; MCF: redação – preparação do original, redação – revisão & edição, conceitualização, curadoria de dados, análise formal, investigação, metodologia e validação; ABM: redação – revisão & edição; conceitualização, análise formal e validação; IMP: validação, visualização, redação – rascunho original, redação – revisão & edição, conceitualização, curadoria de dados, análise formal, investigação, metodologia e validação; CESF: redação – revisão & edição, conceitualização, análise formal, investigação e validação; e MSK: redação – revisão & edição, conceitualização, análise formal e validação.

Suporte Financeiro

Os autores declaram que não receberam suporte financeiro de agências dos setores público, privado ou sem fins lucrativos para a realização deste estudo.

Conflito de Interesses

Os autores não têm conflito de interesses a declarar.

Referências

1 DeFrance MJ, Scuderi GR. Are 20% of Patients Actually Dissatisfied Following Total Knee Arthroplasty? A Systematic Review of the Literature. J Arthroplasty 2023;38(03):594–599. Doi: 10.1016/j.arth.2022.10.011
2 Vendittoli PA, Riviere C, Hirschmann MT, Bini S. Why personalized surgery is the future of hip and knee arthroplasty: a statement from the Personalized Arthroplasty Society. EFORT Open Rev 2023;8(12):874–882. Doi: 10.1530/EOR-22-0096
3 Shichman I, Roof M, Askew N, Nherera L, Rozell JC, Seyler TM, Schwarzkopf R. Projections and Epidemiology of Primary Hip and Knee Arthroplasty in Medicare Patients to 2040–2060. JB JS Open Access 2023;8(01):e22.00112. Doi: 10.2106/JBJS.OA.22.00112
4 Batailler C, Swan J, Sappey Marinier E, Servien E, Lustig S. New Technologies in Knee Arthroplasty: Current Concepts. J Clin Med 2020;10(01):47. Doi: 10.3390/jcm10010047
5 Pagan CA, Karasavvidis T, Cohen-Rosenblum AR, Hannon CP, Lombardi AV Jr, Vigdorchik JM. Technology in Total Knee Arthroplasty in 2023. J Arthroplasty 2024;39(9S2):S54–S59. Doi: 10.1016/j.arth.2024.07.028
6 Walgrave S, Oussedik S. Comparative assessment of current robotic-assisted systems in primary total knee arthroplasty. Bone Jt Open 2023;4(01):13–18. Doi: 10.1302/2633-1462.41.BJO-2022-0070.R1
7 Liau JJ, Cheng CK, Huang CH, Lo WH. The effect of malalignment on stresses in polyethylene component of total knee prostheses–a finite element analysis. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2002;17(02):140–146. Doi: 10.1016/s0268-0033(01)00109-7
8 Vaidya SV, Ranawat CS, Aroojis A, Laud NS. Anthropometric measurements to design total knee prostheses for the Indian population. J Arthroplasty 2000;15(01):79–85. Doi: 10.1016/s0883-5403(00)91285-3
9 Yue B, Varadarajan KM, Ai S, Tang T, Rubash HE, Li G. Differences of knee anthropometry between Chinese and white men and women. J Arthroplasty 2011;26(01):124–130. Doi: 10.1016/j.arth.2009.11.020
10 Hussain F, Kadir MRA, Zulkifly AH, et al. Anthropometric measurements of the human distal femur: a study of the adult Malay population. BioMed Res Int 2013;2013:175056. Doi: 10.1155/2013/175056
11 Ha CW, Na SE. The correctness of fit of current total knee prostheses compared with intra-operative anthropometric measurements in Korean knees. J Bone Joint Surg Br 2012;94(05):638–641. Doi: 10.1302/0301-620X.94B5.28824
12 Cheng FB, Ji XF, Lai Y, et al. Three dimensional morphometry of the knee to design the total knee arthroplasty for Chinese population. Knee 2009;16(05):341–347. Doi: 10.1016/j.knee.2008.12.019

13 Valentino M, Pavlica P. Medical ethics. J Ultrasound 2016;19(01): 73–76. Doi: 10.1007/s40477-015-0189-7

14 MacDessi SJ, Oussedik S, Abdel MP, Victor J, Pagnano MW, Haddad FS. The language of knee alignment: updated definitions and considerations for reporting outcomes in total knee arthroplasty. Bone Joint J 2023;105-B(02):102–108. Doi: 10.1302/0301-620X.105B2.BJJ-2022-1345

15 Rivière C, Lazic S, Boughton O, Wiart Y, Villet L, Cobb J. Current concepts for aligning knee implants: patient-specific or systematic? EFORT Open Rev 2018;3(01):1–6. Doi: 10.1302/2058-5241.3.170021

16 Saffarini M, Hirschmann MT, Bonnin M. Personalisation and customisation in total knee arthroplasty: the paradox of custom knee implants. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2023;31 (04):1193–1195. Doi: 10.1007/s00167-023-07385-0

17 Müller JH, Li K, Reina N, Telmon N, Saffarini M, Cavaignac E. Sexual and ethnic polymorphism result in considerable mismatch between native trochlear geometry and off-the-shelf TKA prostheses. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2020;28(12): 3871–3878. Doi: 10.1007/s00167-020-05871-3

18 Rivière C, Lazic S, Villet L, Wiart Y, Allwood SM, Cobb J. Kinematic alignment technique for total hip and knee arthroplasty: The personalized implant positioning surgery. EFORT Open Rev 2018; 3(03):98–105. Doi: 10.1302/2058-5241.3.170022

19 Zhang Z, Liu M, Wen X, Liu S, Zhang G, Yang C. The relationship between the posterior tibial slope and the sagittal femoral condylar shape: Two circles and ellipses. Clin Anat 2020;33(07): 1075–1081. Doi: 10.1002/ca.23543

20 Sugama R, Kadoya Y, Kobayashi A, Takaoka K. Preparation of the flexion gap affects the extension gap in total knee arthroplasty. J Arthroplasty 2005;20(05):602–607. Doi: 10.1016/j.arth.2003.12.085

21 Sriphirom P, Raungthong N, Chutchawan P, Thiranon C, Sukandhavesa N. Influence of a secondary downsizing of the femoral component on the extension gap: a cadaveric study. Orthopedics 2012;35 (10, Suppl)56–59. Doi: 10.3928/01477447-20120919-59

22 Ferreira MC, Silva G, Zidan FF, Franciozi CE, Luzo MVM, Abdalla RJ. Forgotten Joint Score - Portuguese translation and cultural adaptation of the instrument of evaluation for hip and knee arthroplasties. Rev Bras Ortop 2018;53(02):221–225. Doi: 10.1016/j.rboe.2018.02.006

23 Dennis DA, Komistek RD, Kim RH, Sharma A. Gap balancing versus measured resection technique for total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 2010;468(01):102–107. Doi: 10.1007/s11999-009-1112-3

24 Lee YS, Howell SM, Won YY, Lee O-S, et al. Kinematic alignment is a possible alternative to mechanical alignment in total knee arthroplasty. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2017;25 (11):3467–3479. Doi: 10.1007/s00167-017-4558-y

25 Minoda Y. Alignment techniques in total knee arthroplasty. J Joint Surg Res 2023;1(01):108–116. Doi: 10.1016/j.jjoisr.2023.02.003

26 Insall JN, Binazzi R, Soudry M, Mestriner LA. Total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 1985;(192):13–22

27 Rivière C, Jackson W, Villet L, Sivaloganathan S, Barziv Y, Vendittoli PA. Specific case consideration for implanting TKA with the Kinematic Alignment technique. EFORT Open Rev 2021;6(10): 881–891. Doi: 10.1302/2058-5241.6.210042

28 Müller JH, Liebensteiner M, Kort N, Stirling P, Pilot P, Demey G, European Knee Associates (EKA). No significant difference in early clinical outcomes of custom versus off-the-shelf total knee arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2023;31(04):1230–1246. Doi: 10.1007/s00167-021-06678-6

29 Saeed AZ, Khaleeq T, Ahmed U, et al. Correction to: No clinical advantage with customized individually made implants over conventional off-the-shelf implants in total knee arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. Arch Orthop Trauma Surg 2024;144(03):1331. Doi: 10.1007/s00402-023-05180-7

30 Moret CS, Schelker BL, Hirschmann MT. Clinical and Radiological Outcomes after Knee Arthroplasty with Patient-Specific versus Off-the-Shelf Knee Implants: A Systematic Review. J Pers Med 2021;11(07):590. Doi: 10.3390/jpm11070590

31 Saragaglia D, Rubens-Duval B, Gaillot J, Lateur G, Pailhé R. Total knee arthroplasties from the origin to navigation: history, rationale, indications. Int Orthop 2019;43(03):597–604. Doi: 10.1007/s00264-018-3913-z

32 Onggo JR, Onggo JD, De Steiger R, Hau R. Robotic-assisted total knee arthroplasty is comparable to conventional total knee arthroplasty: a meta-analysis and systematic review. Arch Orthop Trauma Surg 2020;140(10):1533–1549. Doi: 10.1007/s00402-020-03512-5

33 Liow MH, Xia Z, Wong MK, Tay KJ, Yeo SJ, Chin PL. Robot-assisted total knee arthroplasty accurately restores the joint line and mechanical axis. A prospective randomised study. J Arthroplasty 2014;29(12):2373–2377. Doi: 10.1016/j.arth.2013.12.010

34 Kayani B, Konan S, Ayuob A, Onochie E, Al-Jabri T, Haddad FS. Robotic technology in total knee arthroplasty: a systematic review. EFORT Open Rev 2019;4(10):611–617. Doi: 10.1302/2058-5241.4.190022

35 Khlopas A, Sodhi N, Sultan AA, Chughtai M, Molloy RM, Mont MA. Robotic Arm-Assisted Total Knee Arthroplasty. J Arthroplasty 2018;33(07):2002–2006. Doi: 10.1016/j.arth.2018.01.060

36 Fang DM, Ritter MA, Davis KE. Coronal alignment in total knee arthroplasty: just how important is it? J Arthroplasty 2009;24(6, Suppl)39–43. Doi: 10.1016/j.arth.2009.04.034

37 Parratte S, Price AJ, Jeys LM, Jackson WF, Clarke HD. Accuracy of a New Robotically Assisted Technique for Total Knee Arthroplasty: A Cadaveric Study. J Arthroplasty 2019;34(11):2799–2803. Doi: 10.1016/j.arth.2019.06.040

38 Song EK, Seon JK, Yim JH, Netravali NA, Bargar WL. Robotic-assisted TKA reduces postoperative alignment outliers and improves gap balance compared to conventional TKA. [Erratum in Clin Orthop Relat Res 2012 Sep;470(9):2627] Clin Orthop Relat Res 2013;471(01):118–126. Doi: 10.1007/s11999-012-2407-3

39 Mancino F, Cacciola G, Malahias M-A, et al. What are the benefits of robotic-assisted total knee arthroplasty over conventional manual total knee arthroplasty? A systematic review of comparative studies. Orthop Rev (Pavia) 2020;12(Suppl 1):8657. Doi: 10.4081/or.2020.8657

40 Ruangsomboon P, Ruangsomboon O, Pornrattanamaneewong C, Narkbunnam R, Chareancholvanich K. Clinical and radiological outcomes of robotic-assisted versus conventional total knee arthroplasty: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. Acta Orthop 2023;94:60–79. Doi: 10.2340/17453674.2023.9411

41 Nogalo C, Meena A, Abermann E, Fink C. Complications and downsides of the robotic total knee arthroplasty: a systematic review. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2023;31(03): 736–750. Doi: 10.1007/s00167-022-07031-1

42 Held MB, Gazgalis A, Neuwirth AL, Shah RP, Cooper HJ, Geller JA. Imageless robotic-assisted total knee arthroplasty leads to similar 24-month WOMAC scores as compared to conventional total knee arthroplasty: a retrospective cohort study. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2022;30(08):2631–2638. Doi: 10.1007/s00167-021-06599-4

43 Pagani NR, Menendez ME, Moverman MA, Puzzitiello RN, Gordon MR. Adverse Events Associated With Robotic-Assisted Joint Arthroplasty: An Analysis of the US Food and Drug Administration MAUDE Database. J Arthroplasty 2022;37(08):1526–1533. Doi: 10.1016/j.arth.2022.03.060

Atualização no tratamento das lesões meniscais

Update on Meniscal Injury Treatment

Rafael Erthal de Paula[1] Bernardo Crespo Alves[1] Alan de Paula Mozella[1]

[1] Centro de Cirurgia do Joelho, Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia (INTO), Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Rev Bras Ortop 2025;60(4):s00451814083.

Endereço para correspondência Rafael Erthal de Paula, Centro de Cirurgia do Joelho, Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia (INTO), Rio de Janeiro, RJ, Brasil (e-mail: erthalortopedia@gmail.com).

Resumo

Ao longo das últimas décadas, a evolução do tratamento cirúrgico das lesões meniscais tem sido notável, especialmente à medida que um entendimento mais profundo das funções desempenhadas pelo menisco vem à tona. Nesse contexto, observa-se uma tendência a realizar abordagens cirúrgicas mais conservadoras, centradas na preservação da anatomia meniscal da forma mais próxima possível ao estado nativo. Isso se traduz em uma preferência por procedimentos de reparo meniscal, o que representa uma mudança significativa em relação às práticas anteriores. Essa transformação reflete o compromisso contínuo de otimizar os resultados clínicos e funcionais para os pacientes que enfrentam lesões meniscais.

Palavras-chave
- menisco
- artroscopia
- traumatismos do joelho
- joelho
- procedimentos cirúrgicos operatórios

Abstract

Throughout the last few decades, the evolution of the surgical treatment of meniscal injuries has been remarkable, especially since a deeper understanding of the meniscus functions has come to light. This evolution resulted in a trend towards more conservative surgical approaches, focusing on preserving the meniscal anatomy as close as possible to the native status. Such a trend has led to a preference for meniscal repair procedures, which represents a significant change from previous practices. This transformation reflects the ongoing commitment to optimize the clinical and functional outcomes for patients with meniscal injuries.

Keywords
- meniscus
- arthroscopy
- knee injuries
- knee
- surgical procedures operative

Introdução

O menisco consiste em uma estrutura fibrocartilaginosa de significativa importância na manutenção da homeostase articular, e desempenha um papel fundamental em diversas funções; entre elas, destacam-se a distribuição de carga, a absorção de impacto, a estabilização da articulação, a propriocepção e a lubrificação articular. No entanto, essas funções vitais podem ser comprometidas de maneira substancial após a realização de uma meniscectomia radical. As lesões que acometem o menisco podem ser categorizadas em traumáticas e degenerativas, de modo que abrangem uma ampla gama de situações clínicas. A abordagem terapêutica dessas lesões varia de opções conservadoras até intervenções cirúrgicas.[1]

Classificação das Lesões

As lesões meniscais podem ser classificadas de acordo com sua morfologia, localização, orientação e extensão.

Quanto à localização e à extensão, as lesões podem ser dos cornos anterior e posterior, do corpo, e das raízes anterior e

recebido
03 de setembro de 2023
aceito
20 de fevereiro de 2024

DOI https://doi.org/10.1055/s-0045-1814083.
ISSN 0102-3616.

© 2025. The Author(s).
This is an open access article published by Thieme under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International License, permitting copying and reproduction so long as the original work is given appropriate credit (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

Thieme Revinter Publicações Ltda., Rua do Matoso 170, Rio de Janeiro, RJ, CEP 20270-135, Brazil

posterior. Essa classificação topográfica foi modificada por Smigielski et al.,[2] que subdividiram as regiões segundo suas peculiaridades.

Quanto à orientação, as lesões podem ser longitudinais, quando se apresentam ao longo da circunferência do menisco, paralelas às fibras centrais, ou radiais, que são verticais, perpendiculares à circunferência, e cruzam as fibras centrais. A lesão longitudinal ainda pode ser horizontal (separa o menisco em uma porção superior e inferior), oblíqua ou vertical. As lesões verticais podem gerar um grande fragmento que se desloca para o intercôndilo, a chamada "lesão em alça de balde". As lesões radiais podem ser retas ou curvas; estas últimas acarretam a formação de *flaps*. Lesões com apresentações anômalas, em múltiplas direções, são chamadas de complexas.[3]

As lesões meniscais também podem ser classificadas pela ressonância magnética (RM) em graus I, II e III. A lesão de grau I é globular, e apresenta hipersinal intrameniscal que não se estende às superfícies articulares. Ela representa as alterações degenerativas iniciais do menisco. A lesão de grau II apresenta extensa área de hipersinal, sem plano de clivagem definido, e pode ou não se estender até as margens do menisco, mas não apresenta nítida comunicação com a cavidade articular; estas configuram alterações degenerativas mais avançadas. Já a lesão de grau III apresenta hipersinal bem definido, comunica a lesão às superfícies articulares, e denota uma lesão de origem traumática.[4]

Tratamento Conservador

O tratamento conservador é indicado em pacientes oligossintómaticos com lesões estáveis e como primeiro tratamento em lesões meniscais degenerativas. O achado de imagens compatíveis com lesão meniscal nos exames de imagem não é raro, mesmo em pacientes assintomáticos, e deve-se ter cuidado para não se superindicar o tratamento cirúrgico,[5] principalmente pela falta de evidências de que o resultado cirúrgico das meniscectomias parciais seja superior ao do tratamento conservador no longo prazo. Assim, a abordagem cirúrgica é mais frequentemente indicada diante de sintomas mecânicos e em lesões com padrão de instabilidade, como *flaps* ou alças de balde.[6–8]

O tratamento conservador inclui o manejo com fisioterapia voltado para a melhora do quadro álgico, associado ao tratamento de déficits musculares e proprioceptivos, e em combinação com um programa de exercícios supervisionados, centrados no fortalecimento muscular dos quadris e joelhos.[9,10]

Tratamento Cirúrgico

Meniscectomia Parcial

A meniscectomia parcial é uma cirurgia indicada em lesões em que o reparo com técnicas de sutura não é possível, ou em lesões com baixo potencial de cicatrização. Com o melhor entendimento da função meniscal, a abordagem deve ser restrita à área acometida, e deve-se procurar uma ressecção mínima, que permita a obtenção de bordas residuais firmes e regulares. Instrumentos manuais, como tesouras artroscópicas de diversas orientações ou instrumentais motorizados, como o microdebridador são utilizados para o debridamento das porções meniscais lesadas.

Geralmente, o pós-operatório é pouco exigente, com carga e mobilidade permitidas precocemente. Embora a meniscectomia parcial esteja associada com a melhora dos sintomas no curto prazo, gera mudanças biomecânicas no joelho e acarreta risco aumentado de degeneração articular quando comparada às técnicas que envolvem sutura, e pode estar associada a perda aguda de absorção de impacto e alteração da homeostase do osso subcondral, a ponto de evoluir para quadros de fratura por insuficiência ou osteonecrose pós-artroscopia.

Meniscorrafia

Sutura *Outside-in*

As técnicas de sutura *outside-in* possibilitam a execução de reparos que utilizam materiais simples e amplamente disponíveis, o que reduz os custos da técnica. São especialmente úteis em lesões localizadas nas regiões mais anteriores dos meniscos, e apresentam limitações para uso nas lesões mais posteriores. Podem ser executadas por meio da passagem de agulhas direcionadas para a área que se deseja reparar de fora para dentro, levando assim fios de sutura que podem ser resgatados para os portais artroscópicos, o que permite o transporte de um dos fios a ser utilizado para a sutura através da localização desejada.[11,12] Uma alternativa técnica envolve a utilização de uma agulha que leva um fio dobrado em forma de alça, que transportará outro fio a ser passado por uma segunda agulha introduzida com a mesma técnica; mediante a manipulação das agulhas, pode-se fazer a passagem entre os fios sem resgatá-los pelos portais.[13]

Após a passagem do fio de sutura conforme desejado, um pequeno acesso pode ser realizado no local para que a sutura possa ser amarrada. Ao se realizar esta etapa, deve-se verificar a inexistência de estruturas anatômicas, tal como o nervo safeno, para evitar que sejam amarradas entre as pontas da sutura. Alternativamente, os fios podem ser recuperados pelos portais após a dissecção subcutânea com uma pinça artroscópica de tipo *grasper*, o que permite que o nó seja amarrado e direcionado com o uso de empurradores de nós artroscópicos.[14]

Sutura *Inside-out*

Técnica na qual agulhas para sutura meniscal são direcionadas através de cânulas de dentro da articulação para a região externa e recuperadas por acessos realizados nas regiões medial ou lateral, de modo a transportar os fios de sutura que serão usados na confecção dos pontos. A técnica tem um custo agregado devido à necessidade do uso das agulhas de sutura e dos fios cirúrgicos; entretanto, um mesmo *kit* com agulha pode ser utilizado para realizar diversos pontos, o que permite bastante versatilidade no direcionamento e no número de pontos. É considerada a técnica padrão-ouro.[11,15]

A técnica tem como desvantagem a necessidade da realização de acessos cirúrgicos para proteger estruturas nobres

que poderiam ser perfuradas ou inadvertidamente aprisionadas entre os nós. Na região medial, um acesso é recomendado para a proteção do nervo safeno e, na região lateral, da mesma forma, o acesso é recomendado, desta vez, com a finalidade de proteger o nervo fibular. A localização do acesso medial é planejada posteriormente ao ligamento colateral medial com cerca de 3 cm a 6 cm, sendo um terço do ligamento proximal à linha articular, e dois terços, distal, e deve ser realizada dissecção profunda no plano entre o gastrocnêmio medial e a borda posterior da tíbia. Instrumentais similares a uma colher podem ser utilizados para afastar e direcionar as agulhas que caminham em direção posterior durante a progressão a partir da articulação.[15]

Na região lateral, o acesso indicado é realizado com cerca de 3 cm a 6 cm centrado na interlinha articular posteriormente ao ligamento colateral lateral, entre o bíceps femoral e o trato iliotibial. Uma dissecção dos planos profundos é realizada no intervalo entre o gastrocnêmio lateral e a cápsula articular, o que permite proteger as estruturas neurovasculares da região durante o direcionamento e o resgate das agulhas.

A técnica *inside-out* permite o reparo adequado de lesões do corpo e da região posterior meniscal, mas apresenta como desvantagens a necessidade da realização de acesso e de um auxiliar capacitado para executar o passo a passo da técnica, assim como um aumento do tempo cirúrgico quando comparada às técnicas *all-inside*.

Sutura *All-inside*

Os dispositivos de sutura *all-inside* são materiais específicos para sutura meniscal que permitem a inserção de pontos através da articulação sem a necessidade de promover acessos para resgatar os fios de sutura. A primeira geração da técnica de sutura meniscal era realizada com a inserção de ganchos curvos para sutura através de portais artroscópicos posteriores e confecção de pontos pela técnica de amarria, com nós artroscópicos.[16]

Com a evolução dos materiais disponíveis, uma segunda geração da técnica permitiu a utilização de dispositivos próprios que ancoravam os fios na cápsula através de um acesso pelos portais convencionais e exigiam, de modo similar à primeira geração, a execução dos nós pelo cirurgião com técnica artroscópica.[17]

A terceira geração de dispositivos utilizava fios acoplados a dardos rígidos que se ancoravam na cápsula articular, o que permitia o tensionamento das suturas para a realização do reparo planejado. Esses dispositivos tinham a desvantagem de propiciar dano condral devido ao tamanho e à rigidez dos dardos.[18,19]

Desenvolveu-se uma quarta geração de dispositivos, que superava as desvantagens dos dispositivos de terceira geração e melhorava os resultados da técnica. Trata-se de materiais específicos, com fios acoplados a materiais de baixo perfil utilizados para a ancoragem periférica das suturas e nós já armados, que permitem o tensionamento ao apertar a sutura conforme a necessidade. Esses dispositivos proporcionam resultados equivalentes aos conseguidos com as técnicas *inside-out*, com maior comodidade para o cirurgião e economia de tempo cirúrgico; entretanto, têm um custo aumentado, o que limita a sua utilização.[11,20]

Recentemente, foram desenvolvidos novos dispositivos, que possibilitam a modelagem das hastes que lançam os sistemas de ancoragem acoplados aos fios, o que permite, assim, alcançar lesões localizadas em regiões de acesso mais difícil. Além desses dispositivos, materiais específicos para a realização de suturas *all-inside* com transfixação do tecido meniscal, sem a necessidade de ancoragem periférica capsular, foram criados, e possibilitam a execução de reparos circunferenciais que podem ser realizados em diversas configurações, de acordo com o planejamento cirúrgico. Esses instrumentais também facilitam a execução da reinserção meniscal transóssea com as técnicas de *pull-out* no tratamento das lesões das raízes meniscais.

Situações Especiais

Tratamento das Lesões Radiais

A lesão meniscal radial consiste em uma lesão vertical do menisco, perpendicular ao eixo circunferencial meniscal, que se inicia a partir da borda livre do menisco e corre para a sua porção periférica. Esta lesão pode ser parcial, quando não chega à junção meniscocapsular, ou completa, quando toda a estrutura do menisco está envolvida, e ele é separado em dois fragmentos (anterior e posterior à lesão).[21]

O tratamento da lesão radial evoluiu com o melhor entendimento da função do menisco e os avanços técnicos em cirurgia. Nas primeiras descrições deste padrão de lesão, em 2004, Bin et al.[22] relataram que o reparo era praticamente impossível, devido à qualidade meniscal e ao baixo potencial de cicatrização. No entanto, bons resultados vêm sendo obtidos nas suturas dessas lesões, com melhora sintomática e restauração funcional.[23]

Por muito tempo, a meniscectomia foi considerada o tratamento padrão para esse tipo de lesão.[24] Em lesões parciais, que acometem a porção central e avascular do menisco, o debridamento até a obtenção de uma borda estável e de contornos arredondados é um tratamento adequado, pois mantém o máximo de menisco nativo e reduz o risco de progressão periférica da lesão. Porém, devido às evidências de alterações na biomecânica da distribuição de carga e de pressão, mesmo diante de pequenas ressecções meniscais, e avanços nas técnicas de reparo meniscal, observa-se, mais recentemente, um aumento da tendência a realizar suturas nessas lesões.[25]

O objetivo do reparo das lesões radiais é reestabelecer a capacidade de absorção do estresse axial, a transmissão de carga e evitar a extrusão meniscal. Os métodos de sutura das lesões meniscais apresentaram grande evolução, com diversos dispositivos para a realização das suturas *inside-out*, *outside-in* e *all-inside*. Diante de lesões meniscais complexas, como as radiais, o domínio das técnicas é importante, pois muitas vezes a combinação de técnicas é necessária para o tratamento adequado da lesão.

O padrão de sutura mais tradicional é a realização de suturas horizontais, que cruzam perpendicularmente o plano de lesão, com distância de 5 mm entre o ponto mais

periférico e o central, e ancoragem meniscal a 5 mm da lesão.[26] Em 2012, Matsubara et al.[27] modificaram a técnica ao mostrar que as suturas cruzadas (ou em "X") são mecanicamente superiores às suturas duplas paralelas, com maior tensão máxima e rigidez. Supõe-se que a orientação oblíqua dos pontos em relação às fibras colágenas circunferenciais proporciona a vantagem mecânica desse padrão de sutura.

Outra modificação técnica foi descrita por Bhatia et al.[28] ao associar uma ancoragem transóssea à sutura horizontal tradicional, na tentativa de melhorar a resistência mecânica do reparo, controlar a extrusão e ainda estimular biologicamente o reparo mediante fatores oriundos dos túneis ósseos. Nessa técnica, cada uma das bordas livres criadas pela lesão radial são laçadas em sua porção mais periférica, e essas duas suturas são trazidas por dois tuneis transósseos e feitas sobre um botão preso na cortical anterior da tíbia. O acréscimo da sutura transóssea à sutura das lesões radiais duplicou a resistência máxima à tração em comparação com a sutura isolada, e resultou em uma diástase entre os cotos meniscais significativamente menor. Essa técnica parece ser especialmente válida para o menisco medial, visto o seu caráter de menor mobilidade, mas ainda requer mais estudos acerca de eventuais efeitos de ancoragem no menisco lateral.

Recentemente, novos instrumentos de sutura *all-inside* foram lançados, e permitem uma sutura circunferencial do menisco. Essas suturas circunferenciais apresentaram menor abertura meniscal após teste cíclico com 100, 300 e 500 ciclos, maior rigidez e maior força até a falha.[20]

Tratamento das Lesões da Raiz Meniscal

As lesões de raiz são aquelas que ocorrem até 10 mm da inserção tibial meniscal, e apresentam grande relevância pelo seu comportamento biomecânico, que equivale ao de uma meniscectomia completa, diante da perda da tensão circunferencial meniscal e a consequente extrusão meniscal. Os efeitos associados, de aumento do pico de pressão e redução da área de contato, levam a uma história natural de progressão rápida do processo degenerativo e ao colapso do compartimento afetado.[29,30]

As lesões podem ser divididas em traumáticas e degenerativas. As primeiras acometem mais frequentemente a raiz posterior do menisco lateral em pacientes jovens, e estão associadas a quadro de entorse aguda na lesão ligamentar, principalmente do ligamento cruzado anterior (LCA). As lesões degenerativas da raiz posterior do menisco medial podem ser classificadas em cinco padrões.[31]

Tipo 1–Lesão estável parcial a um raio de 9 mm do centro da fixação da raiz;

Tipo 2–Lesão radial completa a um raio de 9 mm do centro da fixação da raiz;

Tipo 3–Alça de balde com deslocamento completo a um raio de 9 mm da fixação da raiz;

Tipo 4–Padrão complexo oblíquo a um raio de 9 mm da fixação da raiz; e

Tipo 5–Fratura por avulsão da raiz meniscal do platô tibial.

As lesões degenerativas são mais frequentemente encontradas em mulheres na quinta e sexta décadas de vida, e estão a associadas classicamente a estalido na região posterior do joelho após atividades de flexão excessiva do joelho ou descida de escadas. O joelho inicia um quadro de derrame articular moderado, que pode evoluir com dor importante a deambulação e dor na face interna do joelho, por lesão da raiz posterior do menisco medial.[31]

O diagnóstico é realizado pelo histórico clínica associado a sinais específicos no exame de RM (►**Fig. 1**). O sinal do truncamento (perda de continuidade da porção posterior do menisco no corte coronal), o sinal do menisco fantasma (ausência da imagem meniscal no corte sagital), ou a imagem de lesão radial completa próxima à raiz são as imagens que identificam essa lesão. A extrusão meniscal, ou distância menor do que 3 mm entre a borda meniscocapsular e o limite do platô tibial, demonstra a perda da contenção circunferencial meniscal, e é sinal indireto da lesão da raiz.[32] Fazem parte da investigação diagnóstica a radiografia de rotina do joelho com carga e a radiografia panorâmica para a avaliação do eixo do membro inferior.

O princípio do tratamento é baseado no alívio sintomático, no restabelecimento da biomecânica articular e na

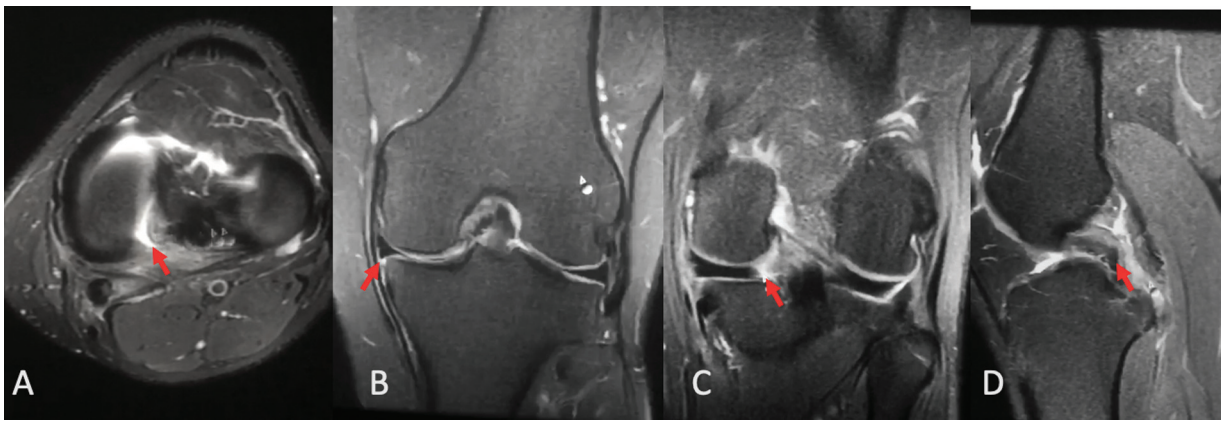


Fig. 1 Ressonância magnética de paciente com lesão da raiz posterior do menisco medial: (**A**) aquisição axial; (**B**) aquisição coronal indicando extrusão; (**C**) lesão identificada na aquisição coronal; e (**D**) imagem na aquisição sagital.

prevenção da osteoartrite. O tratamento da lesão da raiz meniscal pode ser conservador ou cirúrgico. O tratamento conservador é reservado para pacientes idosos, sedentários, que já apresentam colapso do osso subcondral ou osteoartrite avançada. Em pacientes com extrusão meniscal avançada, má qualidade meniscal e obesos, a cirurgia é um procedimento de exceção. O tratamento não cirúrgico apresenta resultados insuficientes, com história natural de evolução progressiva do processo degenerativo, com taxas de evolução para artroplastia de 30 a 45% em 5 anos.[33]

Os candidatos ideais para o tratamento cirúrgico são casos de lesões de origem traumática associadas a lesão ligamentar ou lesões degenerativas agudas, com pouca extrusão, em pacientes com lesões condrais Outerbridge 1 ou 2. Pacientes com desalinhamento do membro devem ter a cirurgia de alinhamento realizada no mesmo ato ou anteriormente ao tratamento da lesão meniscal.

Demonstrou-se que o tratamento cirúrgico recupera a biomecânica da distribuição de carga nativa do menisco após o reparo, melhora os escores funcionais e resulta em índices menores de conversão para artroplastia.[34,35]

A sutura da lesão da raiz meniscal é feita por meio de técnica específica, que requer o uso de dispositivos especiais para transfixar os meniscos (pinças *all-inside* ou passadores de sutura tipo gancho), que passam fios ultrarresistentes pelo coto da raiz meniscal. Depois, utilizando guias específicos, túneis ósseos na região da raiz da tíbia são realizados, por onde os fios são transportados, com a fixação do coto meniscal no osso da tíbia, o que configura uma nova raiz meniscal. Esses fios são suturados na cortical anterior, e fixam os meniscos. O pós-operatório é altamente restrito, com limitação de carga e flexão excessiva do joelho por mais de seis semanas, seguida de carga progressiva e fortalecimento.[36]

Tratamento das Lesões Meniscais Degenerativas

A lesão meniscal degenerativa é uma condição caracterizada por mudanças progressivas na estrutura e na função dos meniscos do joelho, que resultam em deterioração ao longo do tempo. A degeneração meniscal é frequentemente associada ao processo natural de envelhecimento, que leva a uma diminuição na elasticidade e na resistência dos meniscos. Essa degeneração gradual torna os meniscos mais susceptíveis a lesões, até mesmo em atividades cotidianas de baixo impacto. Movimentos repetitivos, torções excessivas ou uma sobrecarga contínua podem resultar em rupturas ou outras lesões nos meniscos já degenerados.[37]

O diagnóstico da lesão meniscal degenerativa é tipicamente realizado por meio de avaliação clínica e exames de imagem, como RM, que proporciona uma visualização detalhada das estruturas do joelho e auxilia na determinação da extensão da lesão.[38]

O tratamento dessa condição é individualizado, conforme a gravidade dos sintomas, a idade do paciente, o nível de atividade física e o estado degenerativo global da articulação. A avaliação radiográfica é essencial para o entendimento da lesão como uma fonte isolada de dor ou como parte de um processo de degeneração articular mais difuso, além da avaliação do eixo do membro, pois a osteotomia pode ser uma estratégia importante no alívio da dor e no aumento da longevidade articular.[39,40]

As estratégias de tratamento incluem repouso, crioterapia, terapia física para fortalecimento muscular, uso de medicamentos anti-inflamatórios não esteroides para o controle da dor e da inflamação. Na ausência de resposta, o tratamento articular com infiltrações com corticosteroides ou viscossuplementação são estratégias frequentemente utilizadas.

O tratamento cirúrgico das lesões degenerativas configura exceção, visto que diversos ensaios clínicos não mostraram resultados melhores após o tratamento cirúrgico.[9,10,39–41] Portanto, a cirurgia é mais bem indicada em casos de falência do tratamento conservador ou da presença de sintomas mecânicos articulares, como travamentos e bloqueios articulares, e deve ser realizada com a ressecção da menor massa meniscal possível para evitar complicações como progressão da artrose e osteonecrose pós-artroscopia.[37]

A abordagem cirúrgica das lesões degenerativas com padrão horizontal envolve desafios especiais. O maior distanciamento entre as bordas da lesão e o maior grau de danos cartilaginosos associados afetam negativamente os resultados da cirurgia; além disso, a presença de sintomas mecânicos não é um fator preditivo de sucesso após a abordagem.[42] Quando indicada a meniscectomia, a ressecção completa do folheto inferior da lesão parece apresentar resultados clínicos inferiores em comparação com a ressecção parcial.[43] Também é possível executar técnicas de sutura circunferencial do menisco, que, embora possam estar associadas a taxas de cicatrização baixas, apresentam bons resultados clínicos.[44]

Tratamento das Lesões Meniscais em Rampa

As lesões meniscais em rampa acontecem na região periférica do corno posterior do menisco medial, e exigem um elevado índice de suspeição para o seu diagnóstico. Exames de imagem como a RM podem não apresentar sinais específicos de lesões que, com a exploração artroscópica, são diagnosticadas, de modo que uma rotina criteriosa de avaliação deve ser executada.[45–47]

Esse tipo de lesão parece ter como fatores de risco o sexo masculino, a idade inferior a 30 anos, o edema tibial posteromedial na RM, lesões meniscais laterais concomitantes, lesões completas do LCA e lesões ligamentares crônicas.[48] Alguns estudos[49–51] sugerem que lesões meniscais em rampa estáveis dispensam a realização de sutura, e somente permitem abordagem com o debridamento associado a estabilização ligamentar. Nas lesões maiores do que 2 cm e com instabilidade detectada, o reparo por sutura meniscal deve ser realizado para evitar a permanência da instabilidade ou a falha da reconstrução.[47,49,51]

A avaliação artroscópica se inicia com a análise da mobilidade do menisco medial com a palpação por meio de sonda; entretanto, o uso dos portais artroscópicos convencionais normalmente é insuficiente para o diagnóstico adequado das lesões, sendo necessária a adoção de visualização posterior

pelo espaço entre o ligamento cruzado posterior e o côndilo femoral medial. Se necessário, deve ser realizado um portal artroscópico posterior para a palpação da transição menisco capsular, que pode ser utilizado para as técnicas de sutura indicadas.[47,52]

As lesões em rampa podem ser classificadas em cinco tipos:[53]

Tipo 1–Lesões meniscocapsulares. Essas lesões estão localizadas muito perifericamente. A mobilidade durante a palpação anterior com a sonda é baixa;

Tipo 2–Lesões parciais superiores. Essas lesões são estáveis e só podem ser diagnosticadas por visão posterior. Também apresentam baixa mobilidade durante o teste com a sonda;

Tipo 3–Lesões parciais inferiores ou ocultas. As lesões não são visíveis inicialmente com a visão posterior, mas podem ser fortemente suspeitadas quando há mobilidade significativa no teste com a sonda;

Tipo 4–Ruptura completa na zona vermelho-vermelha. A mobilidade na sondagem é muito alta;

Tipo 5–Lesão dupla.

Diferentes técnicas de reparo podem ser realizadas, incluindo a abordagem por um portal posteromedial com ganchos para sutura (►**Fig. 2**) ou pinças transfixantes.[47,54] A execução da sutura mediante dispositivos *all-inside* também pode ser uma opção de tratamento, embora exista uma preocupação com a possibilidade de falha devido ao não ancoramento dos dispositivos na cápsula e a possível necessidade de modificações técnicas para que se consiga promover adequadamente o reparo com esses dispositivos.[55–58]

Embora nos últimos anos venha aumentando o número de estudos investigando o tratamento das lesões meniscais em rampa, há poucos estudos com nível de evidência elevado disponíveis, e mais estudos são necessários para esclarecer alguns questionamentos sobre o tema.

Transplante Meniscal

O transplante meniscal é uma alternativa de salvamento que visa o alívio sintomático, a melhora funcional e o retardo do processo degenerativo articular, e é indicado em pacientes submetidos a meniscectomia total ou subtotal prévia. Entretanto, a escolha do paciente deve ser criteriosa.

Artrite inflamatória, imunodeficiência, infecção prévia e artrose grave são condições que contraindicam o procedimento; o aplainamento do côndilo ou a presença de osteófitos, embora não configurem contraindicação absoluta, estão associados a um prognóstico pior. Outras condições, como obesidade, instabilidade ligamentar, desvio de eixo e defeitos focais da cartilagem, devem ser corrigidas antes da cirurgia do transplante ou simultaneamente.[59,60]

O histórico clínico deve ser complementado por exame físico com pesquisa de cicatrizes prévias, arco de movimento, instabilidade ligamentar, mau alinhamento e dor à palpação da linha articular, além de avaliação radiológica completa.

A técnica cirúrgica do transplante pode ser realizada por via aberta ou artroscópica, sendo que esta última apresenta menor morbidade. O tamanho do menisco é estimado utilizando-se radiografia nas incidências anteroposterior (AP) e de perfil. Os métodos de fixação mais utilizados são com *plug* ósseo sob as raízes meniscais, ou com crista óssea (►**Fig. 3**). Após a fixação óssea, o menisco deve ser suturado junto à cápsula articular mediante as diversas técnicas de sutura meniscais (*all-inside*, *inside out* e *outside in*).[61]

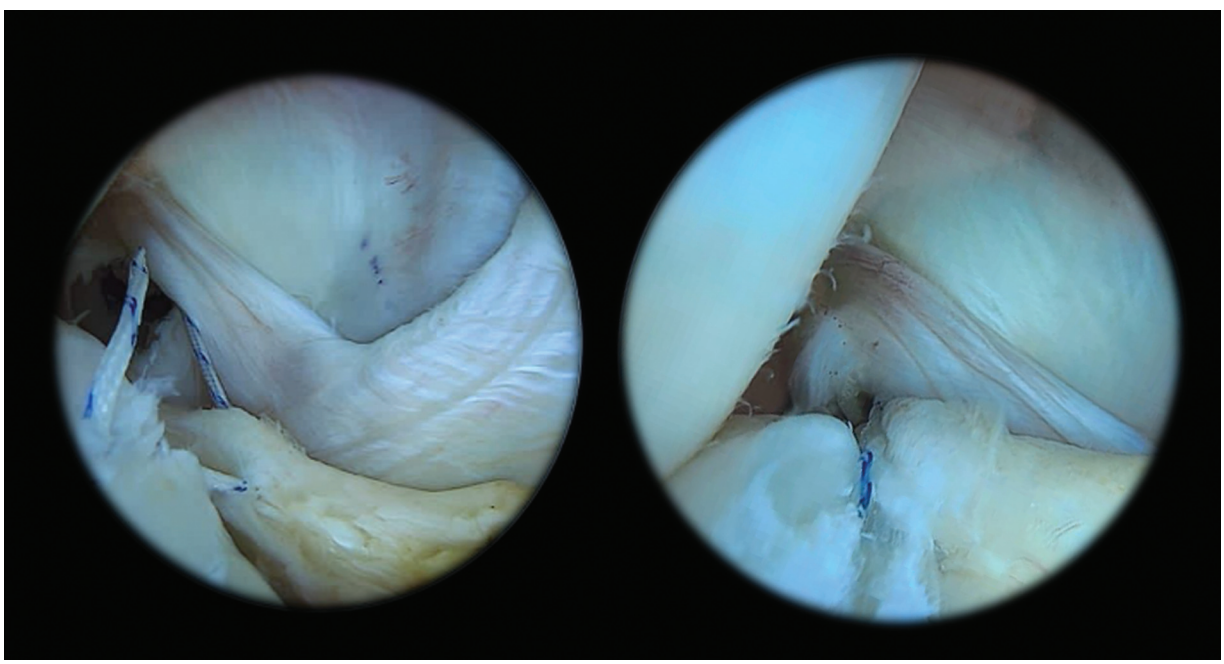


Fig. 2 Visão através do intercôndilo de lesão meniscal em rampa com sutura da lesão pelo portal posterior.

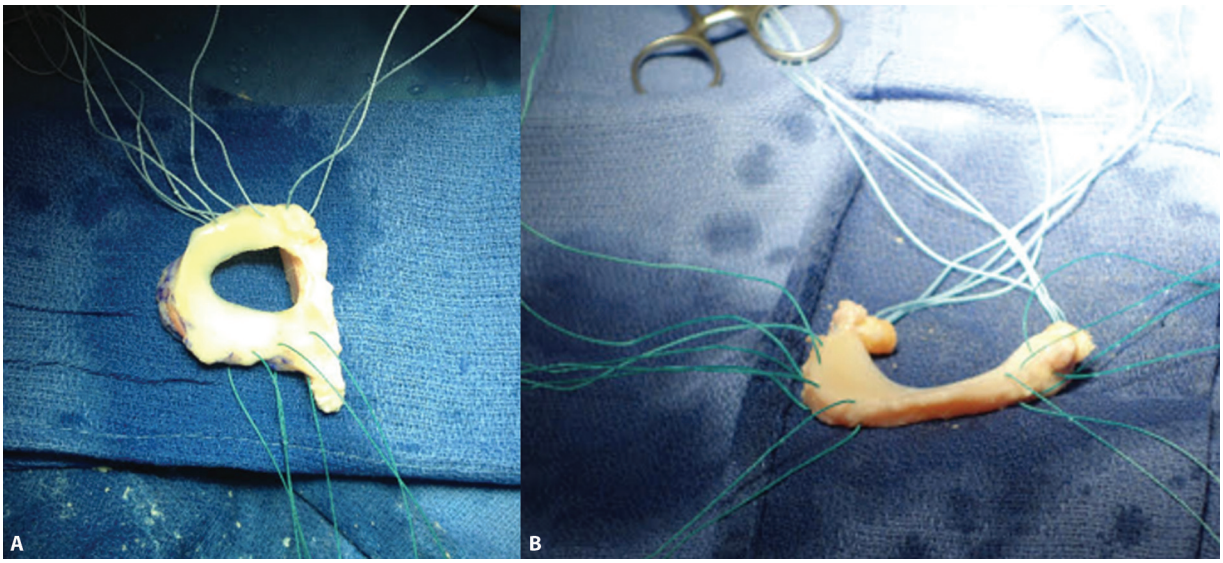


Fig. 3 (**A**) Aloenxerto do menisco lateral com crista óssea; (**B**) aloenxerto do menisco medial com *plugs* ósseos.

Reabilitação

O pós-operatório da meniscectomia artroscópica envolve a liberação de carga completa precoce, e pode-se adotar o uso de muletas por 1 a 2 semanas, de acordo com o grau de dor apresentado. O uso de joelheiras ou imobilizadores é dispensado, e a liberação precoce para ganho do arco de movimento é recomendada, e deve iniciar com um programa direcionado à recuperação dos déficits musculares e proprioceptivos, de modo a permitir o retorno ao treinamento e à prática esportiva.[62]

O pós-operatório das suturas meniscais varia conforme o padrão da lesão e a técnica de sutura realizada. Nas lesões longitudinais, a carga axial pode ser liberada com o uso de imobilizadores do joelho ou joelheiras; entretanto, nas lesões radiais o paciente é orientado a não submeter o membro operado a cargas, para minimizar o risco da diástase meniscal ou ruptura da sutura, por 4 a 6 semanas. Nas primeiras 3 a 4 semanas, estimula-se o arco de movimento até 90° graus para evitar a rigidez articular, e, em seguida é liberado de modo completo, somente com a manutenção da limitação para realizar flexão profunda em cadeia cinética fechada por períodos de 4 a 6 meses.[62]

Considerações Finais

O tratamento das lesões meniscais vem evoluindo com o reconhecimento de padrões de lesões antes não diagnosticados, assim como com o desenvolvimento de materiais e técnicas que facilitam a realização das suturas meniscais. O tratamento conservador ainda parece uma boa estratégia nos pacientes com lesões degenerativas. A meniscectomia é evitada como medida inicial, salvo em situações nas quais as técnicas de sutura não seriam possíveis e quando há aumento do risco de degeneração articular em longo prazo. Lesões específicas representam um desafio à parte, que levarão ao desenvolvimento de novas estratégias de tratamento no futuro.

Suporte Financeiro

Os autores declaram que não receberam suporte financeiro de agências dos setores público, provado ou sem fins lucrativos para a realização deste estudo.

Conflito de Interesses

Os autores não têm conflito de interesses a declarar.

Referências

1 Bryceland JK, Powell AJ, Nunn T. Knee Menisci. Cartilage 2017;8 (02):99–104. Doi: 10.1177/1947603516654945
2 Śmigielski R, Becker R, Zdanowicz U, Ciszek B. Medial meniscus anatomy-from basic science to treatment. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2015;23(01):8–14. Doi: 10.1007/s00167-014-3476-5
3 Hamersvelt R, El-Feky M, Rasuli B, et al. Meniscal tear. Reference article, Radiopaedia.org [accessed on 04 Sep 2023]. Doi: 10.53347/rID-32943
4 Lotysch M, Mink J, Crues JV, Schwartz SA. Magnetic resonance imaging in the detection of meniscal injuries. Magn Reson Imaging 1986;4(02):185
5 Zanetti M, Pfirrmann CW, Schmid MR, Romero J, Seifert B, Hodler J. Patients with suspected meniscal tears: prevalence of abnormalities seen on MRI of 100 symptomatic and 100 contralateral asymptomatic knees. AJR Am J Roentgenol 2003;181(03): 635–641. Doi: 10.2214/ajr.181.3.1810635
6 Abram SGF, Hopewell S, Monk AP, Bayliss LE, Beard DJ, Price AJ. Arthroscopic partial meniscectomy for meniscal tears of the knee: a systematic review and meta-analysis. Br J Sports Med 2020;54 (11):652–663. Doi: 10.1136/bjsports-2018-100223
7 Avila A, Vasavada K, Shankar DS, Petrera M, Jazrawi LM, Strauss EJ. Current Controversies in Arthroscopic Partial Meniscectomy. Curr Rev Musculoskelet Med 2022;15(05):336–343. Doi: 10.1007/s12178-022-09770-7
8 Collins JE, Shrestha S, Losina E, et al.METEOR Investigator Group. Five-Year Structural Changes in the Knee Among Patients With

Meniscal Tear and Osteoarthritis: Data From a Randomized Controlled Trial of Arthroscopic Partial Meniscectomy Versus Physical Therapy. Arthritis Rheumatol 2022;74(08):1333–1342. Doi: 10.1002/art.42105
9 Noorduyn JCA, van de Graaf VA, Willigenburg NW, et al.ESCAPE Research Group. Effect of Physical Therapy vs Arthroscopic Partial Meniscectomy in People With Degenerative Meniscal Tears: Five-Year Follow-up of the ESCAPE Randomized Clinical Trial. JAMA Netw Open 2022;5(07):e2220394. Doi: 10.1001/jamanetworkopen.2022.20394
10 Katz JN, Brophy RH, Chaisson CE, et al. Surgery versus physical therapy for a meniscal tear and osteoarthritis. N Engl J Med 2013; 368(18):1675–1684. Doi: 10.1056/NEJMoa1301408
11 Elmallah R, Jones LC, Malloch L, Barrett GR. A Meta-Analysis of Arthroscopic Meniscal Repair: Inside-Out versus Outside-In versus All-Inside Techniques. J Knee Surg 2019;32(08):750–757. Doi: 10.1055/s-0038-1668123
12 Migliorini F, Pilone M, Bell A, Celik M, Konrads C, Maffulli N. Outside-in repair technique is effective in traumatic tears of the meniscus in active adults: a systematic review. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2023;31(10):4257–4264. Doi: 10.1007/s00167-023-07475-z
13 Silberberg Muiño JM, Nilo Fulvi A, Gimenez M, Muina Rullan JR. Outside-In Single-Lasso Loop Technique for Meniscal Repair: Fast, Economic, and Reproducible. Arthrosc Tech 2018;7(11): e1191–e1196. Doi: 10.1016/j.eats.2018.08.001
14 Gousopoulos L, Grob C, Ahrens P, Levy Y, Vieira TD, Sonnery-Cottet B. How to Avoid Iatrogenic Saphenous Nerve Injury During Outside-In or Inside-Out Medial Meniscus Sutures. Arthrosc Tech 2022;11(02):e127–e132. Doi: 10.1016/j.eats.2021.09.012
15 Marigi EM, Till SE, Wasserburger JN, Reinholz AK, Krych AJ, Stuart MJ. Inside-Out Approach to Meniscus Repair: Still the Gold Standard? Curr Rev Musculoskelet Med 2022;15(04):244–251. Doi: 10.1007/s12178-022-09764-5
16 Morgan CD. The "all-inside" meniscus repair. Arthroscopy 1991;7 (01):120–125. Doi: 10.1016/0749-8063(91)90093-d
17 Coen MJ, Caborn DN, Urban W, Nyland J, Johnson DL. An anatomic evaluation of T-Fix suture device placement for arthroscopic all-inside meniscal repair. Arthroscopy 1999;15(03):275–280. Doi: 10.1016/s0749-8063(99)70034-4
18 Kurzweil PR, Tifford CD, Ignacio EM. Unsatisfactory clinical results of meniscal repair using the meniscus arrow. Arthroscopy 2005; 21(08):905. Doi: 10.1016/j.arthro.2005.06.002
19 Ménétrey J, Seil R, Rupp S, Fritschy D. Chondral damage after meniscal repair with the use of a bioabsorbable implant. Am J Sports Med 2002;30(06):896–899. Doi: 10.1177/03635465020300062301
20 Beamer BS, Masoudi A, Walley KC, et al. Analysis of a new all-inside versus inside-out technique for repairing radial meniscal tears. Arthroscopy 2015;31(02):293–298. Doi: 10.1016/j.arthro.2014.08.011
21 Tuckman GA, Miller WJ, Remo JW, Fritts HM, Rozansky MI. Radial tears of the menisci: MR findings. AJR Am J Roentgenol 1994;163 (02):395–400. Doi: 10.2214/ajr.163.2.8037039
22 Bin SI, Kim JM, Shin SJ. Radial tears of the posterior horn of the medial meniscus. Arthroscopy 2004;20(04):373–378. Doi: 10.1016/j.arthro.2004.01.004
23 Moulton SG, Bhatia S, Civitarese DM, Frank RM, Dean CS, LaPrade RF. Surgical Techniques and Outcomes of Repairing Meniscal Radial Tears: A Systematic Review. Arthroscopy 2016;32(09): 1919–1925. Doi: 10.1016/j.arthro.2016.03.029
24 McDermott I. Meniscal tears, repairs and replacement: their relevance to osteoarthritis of the knee. Br J Sports Med 2011;45 (04):292–297. Doi: 10.1136/bjsm.2010.081257
25 Ihn JC, Kim SJ, Park IH. In vitro study of contact area and pressure distribution in the human knee after partial and total meniscectomy. Int Orthop 1993;17(04):214–218. Doi: 10.1007/BF00194181
26 Haklar U, Kocaoglu B, Nalbantoglu U, Tuzuner T, Guven O. Arthroscopic repair of radial lateral meniscus [corrected] tear by double horizontal sutures with inside-outside technique. Knee 2008;15(05):355–359. Doi: 10.1016/j.knee.2008.05.012
27 Matsubara H, Okazaki K, Izawa T, et al. New suture method for radial tears of the meniscus: biomechanical analysis of cross-suture and double horizontal suture techniques using cyclic load testing. Am J Sports Med 2012;40(02):414–418. Doi: 10.1177/0363546511424395
28 Bhatia S, Civitarese DM, Turnbull TL, et al. A Novel Repair Method for Radial Tears of the Medial Meniscus: Biomechanical Comparison of Transtibial 2-Tunnel and Double Horizontal Mattress Suture Techniques Under Cyclic Loading. Am J Sports Med 2016;44(03):639–645. Doi: 10.1177/0363546515615565
29 Allaire R, Muriuki M, Gilbertson L, Harner CD. Biomechanical consequences of a tear of the posterior root of the medial meniscus. Similar to total meniscectomy. J Bone Joint Surg Am 2008;90(09):1922–1931. Doi: 10.2106/JBJS.G.00748
30 Padalecki JR, Jansson KS, Smith SD, et al. Biomechanical consequences of a complete radial tear adjacent to the medial meniscus posterior root attachment site: in situ pull-out repair restores derangement of joint mechanics. Am J Sports Med 2014;42(03): 699–707. Doi: 10.1177/0363546513499314
31 Bhatia S, LaPrade CM, Ellman MB, LaPrade RF. Meniscal root tears: significance, diagnosis, and treatment. Am J Sports Med 2014;42 (12):3016–3030. Doi: 10.1177/0363546514524162
32 Choi SH, Bae S, Ji SK, Chang MJ. The MRI findings of meniscal root tear of the medial meniscus: emphasis on coronal, sagittal and axial images. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2012;20(10): 2098–2103. Doi: 10.1007/s00167-011-1794-4
33 Krych AJ, Johnson NR, Mohan R, Dahm DL, Levy BA, Stuart MJ. Partial meniscectomy provides no benefit for symptomatic degenerative medial meniscus posterior root tears. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2018;26(04):1117–1122. Doi: 10.1007/s00167-017-4454-5
34 Faucett SC, Geisler BP, Chahla J, et al. Meniscus Root Repair vs Meniscectomy or Nonoperative Management to Prevent Knee Osteoarthritis After Medial Meniscus Root Tears: Clinical and Economic Effectiveness. Am J Sports Med 2019;47(03):762–769. Doi: 10.1177/0363546518755754
35 Feucht MJ, Kühle J, Bode G, et al. Arthroscopic Transtibial Pullout Repair for Posterior Medial Meniscus Root Tears: A Systematic Review of Clinical, Radiographic, and Second-Look Arthroscopic Results. Arthroscopy 2015;31(09):1808–1816. Doi: 10.1016/j.arthro.2015.03.022
36 Pache S, Aman ZS, Kennedy M, et al. Meniscal Root Tears: Current Concepts Review. Arch Bone Jt Surg 2018;6(04):250–259
37 Hohmann E. Treatment of Degenerative Meniscus Tears. Arthroscopy 2023;39(04):911–912. Doi: 10.1016/j.arthro.2022.12.002
38 Beals CT, Magnussen RA, Graham WC, Flanigan DC. The Prevalence of Meniscal Pathology in Asymptomatic Athletes. Sports Med 2016;46(10):1517–1524. Doi: 10.1007/s40279-016-0540-y
39 Kise NJ, Risberg MA, Stensrud S, Ranstam J, Engebretsen L, Roos EM. Exercise therapy versus arthroscopic partial meniscectomy for degenerative meniscal tear in middle aged patients: randomised controlled trial with two year follow-up. [published correction appears in BMJ. 2017;356:j266] [published correction appears in BMJ 2018;363:k4893] BMJ 2016;354:i3740. Doi: 10.1136/bmj.i3740
40 Kise NJ, Heir S. Which meniscus injuries require surgery? Tidsskr Nor Laegeforen 2022;142(05):. Doi: 10.4045/tidsskr.21.0540
41 Sihvonen R, Paavola M, Malmivaara A, et al.FIDELITY (Finnish Degenerative Meniscus Lesion Study) Investigators. Arthroscopic partial meniscectomy for a degenerative meniscus tear: a 5 year follow-up of the placebo-surgery controlled FIDELITY (Finnish Degenerative Meniscus Lesion Study) trial. Br J Sports Med 2020; 54(22):1332–1339. Doi: 10.1136/bjsports-2020-102813

42 Lee JK, Lee MC, Kim JI, Lim S. Prognostic factors for the treatment of meniscus horizontal tear. Sci Rep 2022;12(01):17293

43 Jeon SW, Choi CH, Kim SH, Kim SJ, Kang K, Jung M. A Comparative Study on Outcomes of Partial Meniscectomy for Horizontal Cleavage Tear of Medial Meniscus: Complete versus Partial Resection of Inferior Leaf. J Clin Med 2023;12(04):1439. Doi: 10.3390/jcm12041439

44 Ogawa H, Matsumoto K, Sengoku M, Yoshioka H, Akiyama H. Arthroscopic repair of horizontal cleavage meniscus tears provides good clinical outcomes in spite of poor meniscus healing. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2020;28(11):3474–3480. Doi: 10.1007/s00167-019-05782-y

45 Koo B, Lee SH, Yun SJ, Song JG. Diagnostic Performance of Magnetic Resonance Imaging for Detecting Meniscal Ramp Lesions in Patients With Anterior Cruciate Ligament Tears: A Systematic Review and Meta-analysis. Am J Sports Med 2020;48(08):2051–2059. Doi: 10.1177/0363546519880528

46 Moreira J, Almeida M, Lunet N, Gutierres M. Ramp lesions: a systematic review of MRI diagnostic accuracy and treatment efficacy. J Exp Orthop 2020;7(01):71. Doi: 10.1186/s40634-020-00287-x

47 Sonnery-Cottet B, Serra Cruz R, Vieira TD, Goes RA, Saithna A. Ramp Lesions: An Unrecognized Posteromedial Instability? Clin Sports Med 2020;39(01):69–81. Doi: 10.1016/j.csm.2019.08.010

48 Kunze KN, Wright-Chisem J, Polce EM, DePhillipo NN, LaPrade RF, Chahla J. Risk Factors for Ramp Lesions of the Medial Meniscus: A Systematic Review and Meta-analysis. Am J Sports Med 2021;49(13):3749–3757. Doi: 10.1177/0363546520986817

49 Acosta J, Ravaei S, Brown SM, Mulcahey MK. Examining Techniques for Treatment of Medial Meniscal Ramp Lesions During Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review. Arthroscopy 2020;36(11):2921–2933. Doi: 10.1016/j.arthro.2020.05.041

50 Liu X, Zhang H, Feng H, Hong L, Wang XS, Song GY. Is It Necessary to Repair Stable Ramp Lesions of the Medial Meniscus During Anterior Cruciate Ligament Reconstruction? A Prospective Randomized Controlled Trial. Am J Sports Med 2017;45(05):1004–1011. Doi: 10.1177/0363546516682493

51 Marin F, Soto J, Barahona M, Negrin R. Searching for the Best Treatment for Ramp Lesions: A Systematic Review and Network Meta-Analysis. Cureus 2023;15(07):e41651. Doi: 10.7759/cureus.41651

52 Sonnery-Cottet B, Conteduca J, Thaunat M, Gunepin FX, Seil R. Hidden lesions of the posterior horn of the medial meniscus: a systematic arthroscopic exploration of the concealed portion of the knee. Am J Sports Med 2014;42(04):921–926. Doi: 10.1177/0363546514522394

53 Thaunat M, Fayard JM, Guimaraes TM, Jan N, Murphy CG, Sonnery-Cottet B. Classification and Surgical Repair of Ramp Lesions of the Medial Meniscus. Arthrosc Tech 2016;5(04):e871–e875. Doi: 10.1016/j.eats.2016.04.009

54 Brito de Alencar Neto J, Marinho de Gusmão Canuto S, Antônio da Silva Girão M, et al. All-Inside Technique for Ramp Lesion Repair: Arthroscopic Suture With Knee Scorpion Suture Passer. Arthrosc Tech 2022;11(11):e2091–e2096. Doi: 10.1016/j.eats.2022.08.008

55 Labarre C, Graveleau N, Bouguennec N. Meniscal Ramp Lesions Repair: An Under-Meniscus All-Inside Suture in Cases of Isolated Meniscotibial Ligament Tears. Arthrosc Tech 2021;10(06):e1417–e1424. Doi: 10.1016/j.eats.2021.02.005

56 Mostafa Zaky Abdelrazek BH, Waly MR, Abdel Aziz MA, Abdel Aziz A. Different Techniques for the Management of Meniscal Ramp Lesions Using Standard Anterior Portals. Arthrosc Tech 2019;9(01):e39–e44. Doi: 10.1016/j.eats.2019.08.020

57 Negrín R, Reyes NO, Iñiguez M, Pellegrini JJ, Wainer M, Duboy J. Meniscal Ramp Lesion Repair Using an All-Inside Technique. Arthrosc Tech 2018;7(03):e265–e270. Doi: 10.1016/j.eats.2017.09.001

58 Vadhera AS, Parvaresh K, Swindell HW, et al. Arthroscopic all - Inside repair of meniscal ramp lesions. J ISAKOS 2022;7(04):82–83. Doi: 10.1016/j.jisako.2022.04.004

59 Siegel MG, Roberts CS. Meniscal allografts. Clin Sports Med 1993;12(01):59–80

60 Veltri DM, Warren RF, Wickiewicz TL, O'Brien SJ. Current status of allograft meniscal transplantation. Clin Orthop Relat Res 1994;(303):44–55

61 Frank RM, Cole BJ. Meniscus transplantation. Curr Rev Musculoskelet Med 2015;8(04):443–450. Doi: 10.1007/s12178-015-9309-4

62 Harput G, Guney-Deniz H, Nyland J, Kocabey Y. Postoperative rehabilitation and outcomes following arthroscopic isolated meniscus repairs: A systematic review. Phys Ther Sport 2020;45:76–85. Doi: 10.1016/j.ptsp.2020.06.011

Comparação de hastes intramedulares com bloqueios cefálicos e parafuso deslizante DHS no tratamento cirúrgico das fraturas transtrocanterianas instáveis em adultos – Uma revisão sistemática com metanálise

Comparison of Intramedullary Nails with Cephalic Screws and Dynamic Hip Screw in the Treatment of Unstable Intertrochanteric Fractures in Adults – A Systematic Review and Meta-Analysis

João Protásio[1] Paulo Victor Dias Almeida[1] Mariana Garcia Martins Castro[2]

[1] Hospital Geral de Palmas, Universidade Federal do Tocantins, Palmas, TO, Brasil
[2] Secretaria Municipal de Saúde de Palmas, TO, Brasil

Rev Bras Ortop 2025;60(4):s00451812024.

Endereço para correspondência João Protásio, MD, Universidade Federal do Tocantins, Quadra ACSU SO 20, Avenida Joaquim Teotônio Segurado 299, Unicred, Palmas, TO, 77015-200, Brasil (e-mail: jprotasionetto@gmail.com).

Resumo

Objetivo Comparar os desfechos clínicos, funcionais e de segurança entre o uso de hastes intramedulares com bloqueios cefálicos (*cephalomedullary nails*, CMNs, em inglês) e o de parafuso deslizante *dynamic hip screw* (DHS) no tratamento de fraturas transtrocanterianas instáveis (dos graus 31-A2/A3, segundo a classificação da Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen [AO, Associação para o Estudo da Fixação Interna]/Orthopaedic Trauma Association [OTA, Associação de Trauma Ortopédico]), e III–V segundo a classificação de Tronzo).

Métodos Conduzimos uma revisão sistemática conforme a declaração Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta-Analyses (PRISMA) de 2020, com buscas nas bases de dados PubMed, Scopus, Embase, Cochrane e Web of Science. Foram incluídos estudos comparativos (ensaios clínicos randomizados e controlados e coortes prospectivas) publicados entre 2000 e 2025. Os desfechos primários foram mortalidade, falha do implante, reoperação e pontuação funcional. Realizamos também uma análise estatística por modelo de efeitos aleatórios, com índice de heterogeneidade (I^2) e avaliação de qualidade de acordo com a abordagem Grading of Recommendations, Assessment, Development and Evaluation (GRADE).

Resultados Foram incluídos 18 estudos na metanálise. O grupo CMN apresentou menor tempo cirúrgico (diferença média [DM] = −12,3 minutos), menor sangramento

Palavras-chave
- fraturas do quadril
- fraturas ósseas
- haste intramedular
- metanálise
- pinos ortopédicos

Trabalho desenvolvido no Hospital Geral de Palmas, Universidade Federal do Tocantins, Palmas, TO, Brasil.

recebido
14 de abril de 2025
aceito
15 de julho de 2025

DOI https://doi.org/10.1055/s-0045-1812024.
ISSN 0102-3616.

© 2025. The Author(s).
This is an open access article published by Thieme under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International License, permitting copying and reproduction so long as the original work is given appropriate credit (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

Thieme Revinter Publicações Ltda., Rua Rego Freitas, 175, loja 1, República, São Paulo, SP, CEP 01220-010, Brazil

intraoperatório (DM = −88 mL), menor risco de falha mecânica (razão de chances [RC] = 0,42) e menor necessidade de reoperação (RC = 0,58). As pontuações funcionais e a mortalidade não apresentaram diferenças significativas. A qualidade da evidência foi considerada alta para o tempo cirúrgico e as complicações mecânicas, moderada para a reoperação, e baixa para a pontuação funcional.

Conclusão As CMNs mostraram-se superiores ao DHS no tratamento das fraturas transtrocanterianas instáveis em diversos desfechos clínicos, e devem ser consideradas o tratamento de escolha, especialmente em casos de maior instabilidade. Entretanto, em contextos com limitação de recursos, como o dos hospitais públicos brasileiros, o DHS permanece uma alternativa viável quando utilizado com critério técnico adequado.

Abstract

Objective To compare the clinical, functional, and safety outcomes of intramedullary nails with cephalic screws (cephalomedullary nails, CMNs) and the dynamic hip screws (DHSs) in the treatment of unstable intertrochanteric femur fractures (of grades 31-A2/A3 according to the Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen [AO, Association for the Study of Internal Fixation]/Orthopaedic Trauma Association [OTA] and III–V according to the Tronzo classification).

Methods The present systematic review followed the 2020 guidelines of the Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta-Analyses (PRISMA) statement, with searches on the PubMed, Scopus, Embase, Cochrane, and Web of Science databases. We included comparative studies (randomized controlled trials or prospective cohorts) published from 2000 to 2025. The outcomes included mortality, implant failure, reoperation, and functional scores. We also conducted an analysis through the random effects model, heterogeneity assessment per I^2, and evidence quality per the Grading of Recommendations, Assessment, Development and Evaluation (GRADE) approach.

Results A total of 18 studies were included. The CMN group presented shorter operative time (mean difference [MD] = −12.3 minutes), lower intraoperative bleeding (MD = −88 mL), reduced mechanical failure (odds ratio [OR] = 0.42), and fewer reoperations (OR = 0.58). There were no significant differences regarding the functional scores and mortality. The quality of the evidence was high for operative time and mechanical complications, moderate for reoperation, and low for the functional scores.

Conclusion The CMNs were superior to DHS in multiple clinical outcomes for unstable trochanteric fractures, and they should be considered the treatment of choice, especially in cases of greater instability. However, in resource-limited settings, such as those of the Brazilian public hospitals, DHS remains a viable alternative when used with appropriate technical criteria.

Keywords
- bone nails
- fractures, bone
- hip fractures
- intramedullary nailing
- meta-analysis

Introdução

As fraturas transtrocanterianas do fêmur proximal representam um problema importante de saúde pública global, pois são uma das principais causas de hospitalização ortopédica em idosos.[1] Estima-se que sua incidência aumente exponencialmente nas próximas décadas devido ao envelhecimento populacional, com previsão de 4,5 milhões de casos anuais até 2050.[2] Essas fraturas estão associadas a elevadas taxas de morbidade e mortalidade, com impacto direto sobre custos hospitalares e sobrecarga dos sistemas de saúde.[3]

A escolha do método de fixação para fraturas transtrocanterianas permanece objeto de debate na literatura ortopédica atual, especialmente quando se consideram as fraturas instáveis.[4] Estas, classificadas como de graus III a V na classificação de Tronzo, ou 31-A2/A3, segundo a classificação da Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO, Associação para o Estudo da Fixação Interna, em alemão/Orthopaedic Trauma Association [OTA, Associação

de Trauma Ortopédico, em inglês]), caracterizam-se pela cominuição posteromedial, traço reverso ou extensão subtrocantérica, e apresentam maior risco de colapso, consolidação viciosa e falha de implante.[5]

Tradicionalmente, o sistema extramedular conhecido como *dynamic hip screw* (DHS) foi amplamente utilizado no manejo dessas fraturas.[6] Este implante apresenta vantagens como relativa facilidade técnica, menor curva de aprendizado e ampla disponibilidade em serviços de menor complexidade. No entanto, seu posicionamento lateral exerce maior força de tensão sobre o implante, o que pode comprometer a estabilidade em fraturas com maior instabilidade.[7]

Nas últimas duas décadas, as hastes intramedulares com bloqueio cefálico (*cephalomedullary nails* [CMNs], como a *proximal femoral nail antirotation* [PFNA], *Gamma nail* e Intertan) têm ganhado destaque por apresentarem vantagens biomecânicas significativas.[8,9] Por seu posicionamento intramedular, estes implantes proporcionam braço de alavanca reduzido, melhor distribuição de cargas axiais, menor momento flexor e superior controle rotacional do fragmento proximal.[10] Estudos biomecânicos[11,12] demonstraram que estas propriedades são particularmente vantajosas em fraturas com instabilidade posteromedial ou traço reverso.

A literatura recente contém diversos estudos que comparam esses dois métodos de fixação, mas com resultados por vezes conflitantes. Ao passo que alguns estudos[13,14] demonstram superioridade das CMNs em termos de complicações mecânicas, tempo cirúrgico e perda sanguínea, outros trabalhos[15,16] não encontraram diferenças estatisticamente significativas em desfechos como pontuação funcional, taxa de reoperação ou mortalidade.

Adicionalmente, fatores como custo do implante, disponibilidade em diferentes contextos socioeconômicos e experiência do cirurgião são variáveis que frequentemente influenciam a decisão terapêutica, mas raramente são abordadas de maneira sistemática nas publicações.[17,18] No cenário brasileiro, em que coexistem diferentes realidades assistenciais, a escolha do implante frequentemente não se baseia somente em evidências científicas: se baseia também em disponibilidade material e familiaridade técnica.[19]

Diante desse cenário, torna-se fundamental uma análise abrangente e atualizada das evidências disponíveis que compare estes dois métodos de fixação especificamente para fraturas transtrocanterianas instáveis. Esta revisão sistemática com meta-análise tem como objetivo comparar os principais desfechos clínicos e funcionais das CMNs e do DHS no tratamento das fraturas transtrocanterianas instáveis em adultos, a fim de oferecer evidência científica sólida que auxilie na tomada de decisão cirúrgica.

Materiais e Métodos

Este estudo foi conduzido conforme as diretrizes de 2020 da declaração Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA), como ilustrado na ►**Fig. 1**. O protocolo desta revisão não foi registrado prospectivamente em uma plataforma como a International Prospective Register of Systematic Reviews (PROSPERO), o que constitui uma limitação metodológica reconhecida pelos autores. Esta decisão deveu-se ao caráter retrospectivo do planejamento do estudo, iniciado após a coleta preliminar de dados. A estratégia de pesquisa foi elaborada utilizando o modelo Population, Intervention, Comparison, Outcomes, and Study (PICOS, População, Intervenção, Comparação, Desfechos e Estudo):

População: adultos ($\geq$ 18 anos) com fraturas transtrocanterianas instáveis do fêmur (classificadas como Tronzo III–V ou AO/OTA 31-A2/A3).
Intervenção: fixação com CMNs (incluindo *Gamma nail*, PFNA, Intertan, *trochanteric fixation nail* [TFN], e outros modelos).
Comparação: DHS com ou sem placa estabilizadora trocantérica.
Desfechos: primários – mortalidade (em 30 dias e 1 ano), falha do implante (*cut-out*, *cut-through*, quebra do implante), necessidade de reoperação e pontuação funcional (segundo o Harris Hip Score [HHS] e o Parker-Palmer Mobility Score); e secundários: tempo cirúrgico, perda sanguínea estimada, tempo de internação, tempo para consolidação, infecção de sítio cirúrgico, eventos tromboembólicos e dor persistente.
Tipo de estudo: ensaios clínicos randomizados e controlados (ECRCs) e estudos de coorte prospectivos.

A inclusão de estudos de coorte prospectivos justifica-se pelo número limitado de ECRCs que avaliam especificamente fraturas transtrocanterianas instáveis. Uma busca preliminar identificou apenas 5 ECRCs focados exclusivamente em fraturas instáveis nos últimos 10 anos, número insuficiente para uma meta-análise robusta. A inclusão de coortes prospectivas de alta qualidade permite aumentar o poder estatístico mantendo adequado rigor metodológico, conforme recomendado pelo *Cochrane Handbook* para situações com escassez de ECRCs.

Estratégia de busca

Foi realizada pesquisa abrangente nas seguintes bases de dados eletrônicas: PubMed/MEDLINE, Embase, Scopus, Cochrane Library (CENTRAL) e Web of Science. A busca incluiu estudos publicados entre janeiro de 2000 e janeiro de 2025, sem restrição de idioma. Foram utilizados os seguintes termos e suas combinações: *intertrochanteric fracture*, *pertrochanteric fracture*, *trochanteric fracture*, *unstable fracture*, *reverse obliquity*, *intramedullary nail*, *cephalomedullary nail*, *Gamma nail*, *PFNA*, *Intertan*, *dynamic hip screw*, *DHS* e *extramedullary fixation*. A estratégia de busca completa para cada base de dados está disponível no material suplementar.

Adicionalmente, foram verificadas as referências bibliográficas dos estudos incluídos e de revisões sistemáticas anteriores para a identificação de estudos potencialmente relevantes não capturados pela busca eletrônica. Também foram consultados registros de ensaios clínicos (ClinicalTrials.gov, World Health Organization [WHO] International Clinical Trials Registry Platform [ICTRP]) para a identificação de estudos em andamento ou não publicados.

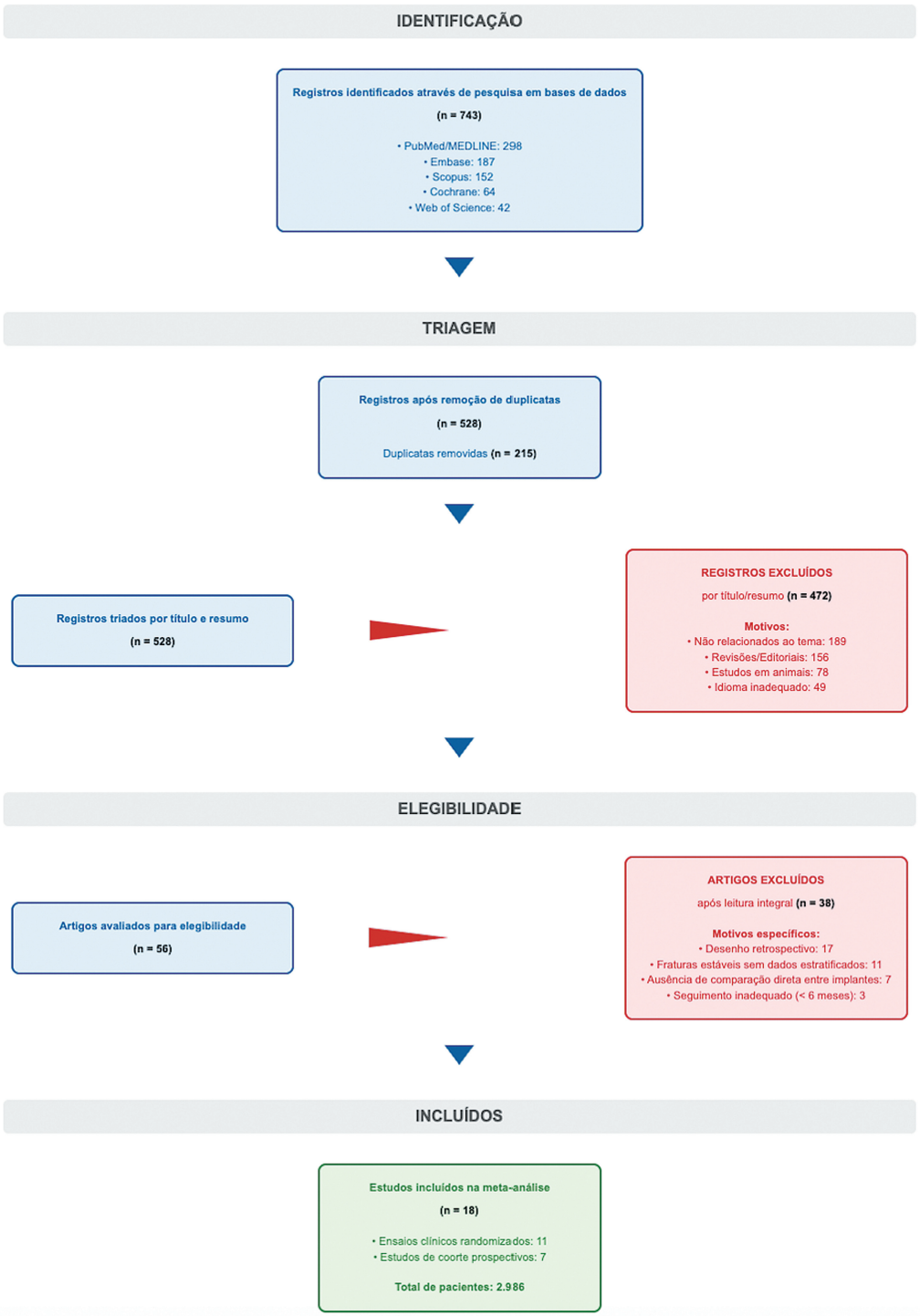


Fig. 1 Fluxograma da declaração Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta-Analyses (PRISMA) da seleção de estudos para inclusão na revisão sistemática e metanálise.

Critérios de elegibilidade

Foram incluídos estudos que atenderam aos seguintes critérios: 1) ECRCs ou estudos de coorte prospectivos; 2) participantes adultos ($\geq$ 18 anos) com fraturas transtrocanterianas instáveis (AO/OTA 31-A2/A3 ou Tronzo III–V); 3) comparação direta entre CMNs e DHS; 4) avaliação de pelo menos 1 dos desfechos primários; e 5) seguimento mínimo de 6 meses.

Foram excluídos: 1) estudos observacionais retrospectivos; 2) relatos de caso, séries de casos e revisões narrativas; 3) estudos que incluíam fraturas estáveis (AO/OTA 31-A1 ou Tronzo I–II) sem dados estratificados para fraturas instáveis; 4) estudos com foco exclusivo em populações específicas (como pacientes com fratura patológica); e 5) estudos com publicações duplicadas ou com sobreposição de populações.

Seleção dos estudos e extração de dados

A triagem dos títulos e resumos foi realizada de forma independente por dois revisores, ambos com experiência

em revisões sistemáticas (mínimo de três revisões publicadas) e treinamento formal na metodologia PRISMA e em ferramentas de avaliação de qualidade por meio do Cochrane Training. Os revisores participaram de sessão de calibração com 50 resumos antes do início da triagem formal. Os estudos considerados potencialmente elegíveis foram selecionados para leitura integral. Discordâncias foram resolvidas por consenso ou com a participação de um terceiro revisor. Todo o processo de seleção está ilustrado na ►**Fig. 1**.

A extração de dados foi realizada de forma independente, utilizando um formulário padronizado que incluiu: 1) características do estudo (autor, ano, país, desenho, período de recrutamento e tamanho amostral); 2) características da população (idade, sexo, classificação da fratura e comorbidades); 3) características da intervenção (tipo específico de implante e técnica cirúrgica); 4) características da comparação (técnica cirúrgica e uso de placa trocantérica adicional); 5) desfechos avaliados; 6) tempo de seguimento; e 7) resultados para cada desfecho.

Avaliação da Qualidade Metodológica

A qualidade metodológica dos estudos incluídos foi avaliada por dois revisores independentes. Para os ECRCs, utilizou-se a ferramenta de risco de viés da Cochrane (RoB 2.0), que analisa 5 domínios: 1) processo de randomização – avaliação da geração da sequência e da ocultação da alocação; 2) desvios da intervenção pretendida – consideração do cegamento de participantes e profissionais; 3) dados ausentes – análise da perda de seguimento e das exclusões; 4) mensuração dos desfechos – verificação do cegamento dos avaliadores; e 5) seleção do resultado relatado – comparação do protocolo e da publicação. Para os estudos de coorte prospectivos, foi utilizada a escala de Newcastle-Ottawa, que avalia 3 domínios: seleção da população (4 itens: representatividade da coorte exposta, seleção da coorte não exposta, verificação da exposição e demonstração de que o desfecho não estava presente no início); comparabilidade dos grupos (1 item: controle de fatores de confusão); e avaliação do desfecho (3 itens: avaliação independente, seguimento adequado e perdas de seguimento), com pontuação máxima de 9 estrelas. Estudos com ≥ 7 estrelas foram considerados de boa qualidade metodológica.

A qualidade geral da evidência para cada desfecho foi avaliada utilizando a metodologia Grading of Recommendations, Assessment, Development and Evaluation (GRADE), considerando os seguintes critérios: risco de viés, inconsistência, imprecisão, evidência indireta e viés de publicação.

Análise Estatística

Os dados foram analisados por meio do programa Review Manager (RevMan, The Cochrane Collaboration), versão 5.4. Para desfechos dicotômicos (mortalidade, falha do implante, reoperação), calculou-se a razão de chances (RC) com IC 95%. Para desfechos contínuos (tempo cirúrgico, perda sanguínea e pontuação funcional), utilizou-se a diferença média (DM) com IC 95%.

Considerando as heterogeneidades clínica e metodológica esperadas entre os estudos, optou-se por um modelo de efeitos aleatórios para todas as análises. A heterogeneidade estatística foi avaliada mediante o teste do qui-quadrado (χ^2) e quantificada pelo índice I^2, sendo classificada como baixa ($I^2 < 25\%$), moderada (I^2 entre 25% e 75%) ou alta ($I^2 > 75\%$). Para explorar potenciais fontes de heterogeneidade, foram realizadas análises de sensibilidade (excluindo estudos com alto risco de viés) e análises de subgrupos (por tipo específico de CMN, por classificação da fratura e por uso de placa trocantérica adicional no grupo DHS). Uma análise de sensibilidade também foi conduzida, na qual foram separados ECRCs de estudos de coorte, para confirmar a robustez dos resultados principais.

Resultados

Seleção dos estudos

Com a busca sistemática, foram identificados 743 registros, 215 dos quais eram duplicatas e foram removidos. Após triagem dos 528 títulos e resumos restantes, 56 artigos foram selecionados para a leitura integral. Os motivos para a exclusão dos 472 registros na fase de triagem foram: artigos não relacionados ao tema (n = 189), artigos que eram revisões/editoriais (n = 156), estudos em animais (n = 78) e artigos publicados em idioma inadequado (n = 49). Dos 56 artigos cuja leitura do texto foi completa, 38 foram excluídos pelos seguintes motivos: desenho retrospectivo (n = 17), inclusão de fraturas estáveis sem dados estratificados (n = 11), ausência de comparação direta entre os implantes de interesse (n = 7) e seguimento inadequado (n = 3). Ao final, 18 estudos preencheram os critérios de inclusão e foram incorporados à metanálise, com um total de 2.986 pacientes. O processo de seleção está detalhado na ►**Fig. 1**.

Características dos estudos incluídos

Entre os 18 estudos incluídos, 11 eram ECRCs e 7 eram estudos de coorte prospectivos. Os estudos foram conduzidos em 11 países diferentes, com predominância de publicações da Europa (n = 8) e Ásia (n = 7). O tamanho amostral variou de 42 a 432 pacientes, com média de 166 participantes por estudo. O período de seguimento variou de 6 meses a 5 anos, com média de 21,3 meses.

Quanto aos implantes avaliados, os tipos mais frequentes de CMN foram PFNA (n = 8; 44%), *Gamma nail* (n = 6; 33%), Intertan (n = 3; 17%) e TFN (n = 1; 6%). No grupo DHS, nove estudos utilizaram placa trocantérica adicional para aumentar a estabilidade. Os dados demográficos foram semelhantes entre os grupos em todos os estudos, com média de idade de 78,4 anos e predominância do sexo feminino (72,3%). A classificação mais utilizada para definir a instabilidade da fratura foi a AO/OTA (13 estudos), seguida da classificação de Tronzo (5 estudos).

Avaliação da qualidade metodológica

Entre os 11 ECRCs, 4 foram classificados como de baixo risco de viés, 5, como de risco moderado e 2, como de alto risco. As principais limitações metodológicas identificadas foram ausência de cegamento (presente em todos os estudos devido à natureza das intervenções), alocação inadequada

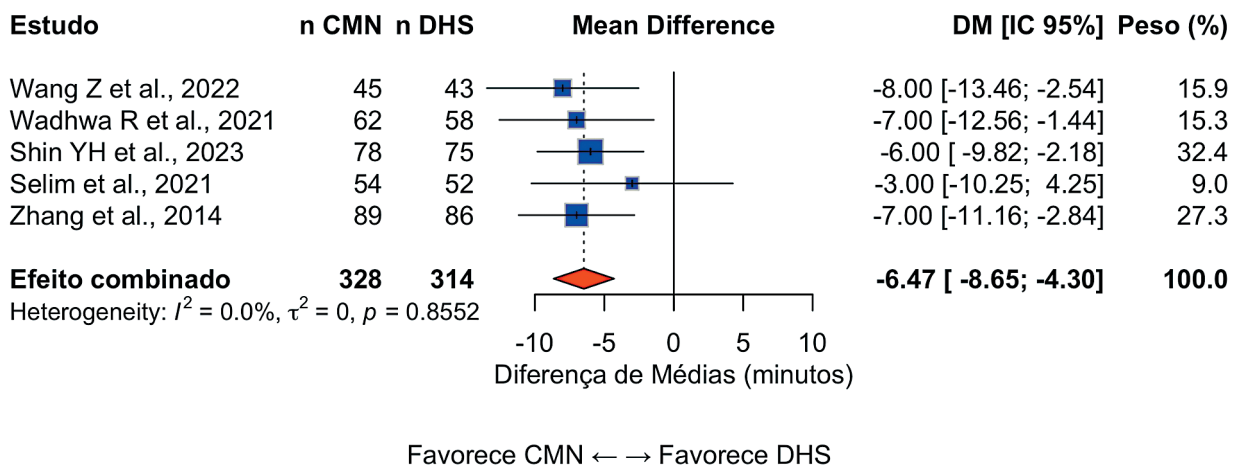


Fig. 2 Gráfico em floresta da comparação das hastes cefalomedulares (*cephalomedullary nails*, CMNs, em inglês) e do parafuso deslizante *dynamic hip screw* (DHS, em inglês) em termos do tempo cirúrgico. Valores negativos favorecem as CMNs. **Abreviatura:** DM, diferença média.

e perda de seguimento. Para os estudos de coorte, a pontuação na escala de Newcastle-Ottawa variou de 6 a 9 estrelas, com média de 7,4 estrelas, o que indica qualidade metodológica satisfatória.

Resultados da metanálise

Tempo cirúrgico

Em 9 estudos que relataram este desfecho (n = 1.486 pacientes), o tempo operatório foi significativamente menor no grupo CMN, com DM de −12,3 minutos (IC95%: −15,8–−8,7; $p < 0{,}001$) a favor das CMNs. A heterogeneidade foi moderada ($I^2 = 52\%$), o que sugere alguma variabilidade entre os estudos (►**Fig. 2**).

Perda sanguínea intraoperatória

Ao todo, 5 estudos (n = 854 pacientes) avaliaram este desfecho, e demonstraram menor sangramento no grupo CMN (DM = −88 mL; IC95%: −113–−64; $p < 0{,}001$; $I^2 = 46\%$). Esta redução de 88 mL representa de 15 a 20% de diminuição do sangramento total comparado ao grupo DHS (média de sangramento: CMN – 220 mL; DHS – 308 mL). Embora nenhum dos estudos incluídos tenha relatado dados consistentes sobre necessidade transfusional, essa diferença pode ser clinicamente relevante em pacientes idosos com comorbidades cardiovasculares ou reserva hematológica reduzida. A análise de subgrupos mostrou que essa diferença foi mais pronunciada em procedimentos realizados sem o auxílio de mesa de tração radiográfica.

Complicações mecânicas

Este desfecho, que incluiu *cut-out*, *cut-through*, colapso em varo, migração do implante e quebra do material, foi relatado em 14 estudos (n = 2.478 pacientes). O grupo CMN apresentou menor risco de complicações mecânicas (OR = 0,42; IC 95% 0,28–0,62; $p < 0{,}001$; $I^2 = 39\%$), com número necessário para tratar (NNT) de 17 (►**Fig. 3**).

Reoperação

Ao todo, 10 estudos (n = 1.824 pacientes) avaliaram a necessidade de procedimentos cirúrgicos adicionais. O grupo CMN demonstrou menor risco de reoperação (RC = 0,58; IC95%: 0,41–0,81; $p = 0{,}001$; $I^2 = 44\%$), conforme apresentado na ►**Fig. 4**. As indicações mais comuns para reoperação foram falha mecânica do implante, pseudoartrose e infecção profunda.

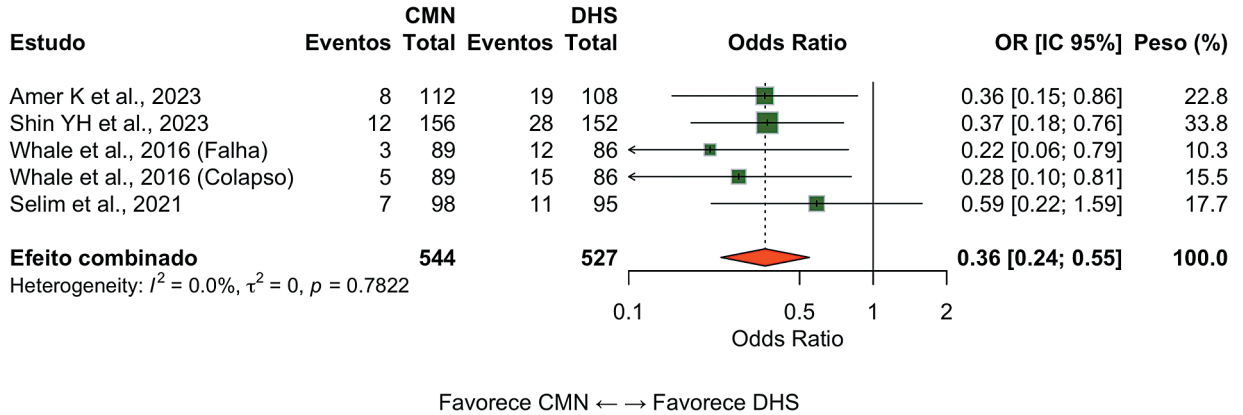


Fig. 3 Gráfico em floresta da comparação das CMNs e do DHS em termos das complicações mecânicas. Valores menores do que 1 favorecem as CMNsd. **Abreviatura:** RC, razão de chances.

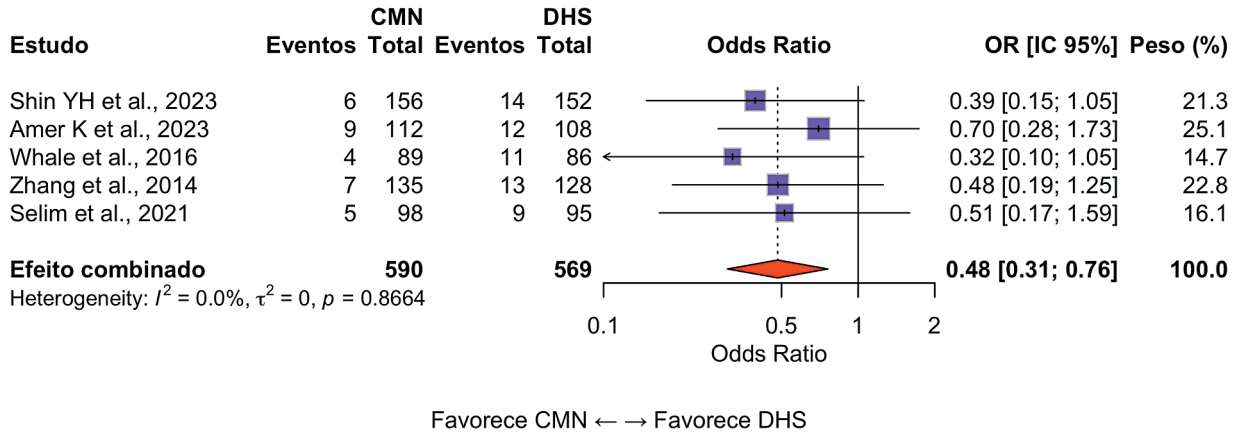


Fig. 4 Gráfico em floresta da comparação das CMNs e do DHS em termos da reoperação. Valores menores do que 1 favorecem as CMNs. **Abreviatura:** RC, razão de chances.

Pontuação funcional

Somente 7 estudos utilizaram o HHS como medida de avaliação funcional (n = 1.286 pacientes). Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos (DM = 1,9 pontos; IC95%: −0,5–4,2; p = 0,12; I^2 = 61%). A elevada heterogeneidade observada (I^2 = 61%) pode refletir diferenças nos protocolos de reabilitação e nos tempos de avaliação entre os estudos, e variabilidade nos critérios de mensuração funcional. Devido ao número limitado de estudos, metarregressão não foi estatisticamente viável para explorar adequadamente as fontes de heterogeneidade.

Mortalidade

Observada em 11 estudos (n = 1.964 pacientes), não houve diferença significativa entre os grupos na mortalidade em 30 dias (RC = 0,88; IC95%: 0,61–1,27; p = 0,49; I^2 = 15%) nem em 1 ano (RC = 0,91; IC95%: 0,68–1,22; p = 0,53; I^2 = 27%). A análise de subgrupos por faixa etária (< 75 anos *versus* ≥ 75 anos) também não demonstrou diferenças significativas.

Análise de subgrupos por tipo de CMN

A análise estratificada por tipo de CMN (PFNA: n = 8 estudos, 44%; *Gamma nail*: n = 6 estudos , 33%; Intertan: n = 3

Qualidade da Evidência – GRADE

Desfecho	Nº Estudos	Pacientes	Heterogeneidade	Efeito (IC 95%)	Qualidade
Tempo Cirúrgico	9	642	I² < 2%	DM −6,47 (−4,30)	ALTA
Perda Sanguínea	5	338	I² < 2%	DM −88 (−113 a −64)	MODERADA
Complicações Mecânicas	Claude content	1071	I² < 2%	OR 0,36 (0,24 a 0,55)	ALTA
Reoperação	10	1159	I² < 2%	OR 0,48 (0,31 a 0,76)	MODERADA
Escore Funcional	7	638	I² < 2%	DM 1,9 (−0,5 a 4,2)	BAIXA
Mortalidade (1 ano)	11	964	I² < 2%	OR 0,91 (0,68 a 1,22)	MUITO BAIXA

Razões para downgrade da qualidade da evidência:

- **Reoperação:** Downgrade por risco de viés (ausência de cegamento)
- **Escore Funcional:** Downgrade por risco de viés e imprecisão (IC cruza a linha do efeito clínico)
- **Mortalidade:** Downgrade por imprecisão (IC amplo)

Consistência refere-se à heterogeneidade estatística (I^2) entre os estudos.

***Abreviações:** DM = diferença de médias; OR = odds ratio; IC = intervalo de confiança.*

Fig. 5 Quadro da qualidade da evidência para os desfechos primários. A consistência refere-se à heterogeneidade estatística (I^2) entre os estudos, de acordo com a abordagem Grading of Recommendations, Assessment, Development and Evaluation (GRADE). **Abreviaturas:** DM, diferença média; RC, razão de chances.

estudos, 17%; e TFN: n = 1 estudo, 6%) não demonstrou diferenças significativas nos desfechos primários (teste de interação: $p = 0{,}43$ para complicações mecânicas, $p = 0{,}67$ para reoperação). Essa homogeneidade sugere um "efeito de classe" das CMNs, independentemente do *design* específico do implante.

Outros desfechos secundários

O tempo de internação hospitalar foi semelhante entre os grupos (DM = −0,4 dias; IC95%: −1,1–0,3; $p = 0{,}26$). A taxa de infecção de sítio cirúrgico foi discretamente menor no grupo CMN, mas sem significância estatística (RC = 0,76; IC95%: 0,52–1,12; $p = 0{,}17$). Não houve diferenças nas taxas de eventos tromboembólicos (RC = 0,94; IC95%: 0,61–1,43; $p = 0{,}76$) ou no tempo médio para consolidação (DM = −0,6 semanas; IC95%: −1,3–0,1; $p = 0{,}09$).

Análise de Sensibilidade

A exclusão dos estudos com alto risco de viés (n = 2) não alterou significativamente os resultados principais. Quando analisados separadamente, os ECRCs (n = 11) e os estudos de coorte (n = 7) mostraram resultados consistentes para complicações mecânicas (ECRCs: RC = 0,45; estudos de coorte: RC = 0,38; p para a interação = 0,72). A análise com a exclusão dos estudos com menos de 100 pacientes também confirmou a robustez dos achados.

Qualidade da evidência

A qualidade da evidência foi classificada como alta para tempo cirúrgico e complicações mecânicas, moderada para reoperação e perda sanguínea, e baixa para pontuação funcional e mortalidade. Os principais fatores que reduziram a qualidade da evidência foram: 1) inconsistência entre os estudos quantos às pontuações funcionais ($I^2 = 61\%$); 2) imprecisão das estimativas para mortalidade (ICs amplos cruzando a linha de nulidade); e 3) risco de viés devido à ausência de cegamento para a reoperação. Não foi detectado viés de publicação significativo por meio do gráfico de funil. A avaliação completa da qualidade da evidência está apresentada na ►**Fig. 5**.

Discussão

Os achados desta revisão sistemática e metanálise confirmam a superioridade biomecânica e clínica das CMNs no tratamento de fraturas transtrocanterianas instáveis em comparação ao DHS. Os resultados apresentam relevância clínica significativa, especialmente por se concentrarem exclusivamente em fraturas instáveis, que representam o subgrupo com maior controvérsia quanto à escolha do implante ideal (►**Tabela 1**).

O tempo cirúrgico notadamente menor no grupo CMN (redução média de 12,3 minutos) pode ser atribuído a diversos fatores. Primeiramente, a inserção da haste intramedular geralmente requer menor exposição cirúrgica e dissecção de partes moles quando comparada ao posicionamento da placa lateral no DHS.[20] Adicionalmente, a fixação distal nas hastes modernas frequentemente utiliza parafusos de bloqueio com guia acoplado, o que dispensa a necessidade de fluoroscopia adicional para cada parafuso. Este achado tem relevância clínica particularmente em pacientes idosos com múltiplas comorbidades, nos quais a redução do tempo anestésico pode impactar positivamente nos desfechos perioperatórios.[21]

A redução significativa no sangramento intraoperatório observada no grupo CMN alinha-se com o princípio de menor agressão cirúrgica desses implantes. As hastes intramedulares, por serem inseridas através do foco de fratura com mínima dissecção adicional, preservam o envelope de partes moles e o hematoma fraturário, elementos fundamentais para o processo biológico de consolidação.[22] Em contraste, a abordagem lateral necessária para o DHS frequentemente requer maior dissecção do vasto lateral e exposição do foco, o que potencializa o sangramento.[23] Essa diferença, embora estatisticamente significativa, pode ter relevância clínica limitada em pacientes sem comorbidades cardiovasculares; entretanto, em idosos fragilizados ou com reserva cardiopulmonar reduzida, até mesmo perdas sanguíneas moderadas podem aumentar a necessidade transfusional e suas complicações associadas.[24]

A menor incidência de complicações mecânicas com as CMNs (RC = 0,42) constitui o achado de maior relevância clínica desta metanálise. Esse resultado é consistente com os

Tabela 1 Recomendações práticas para a seleção do implante

Indicações absolutas para a CMN:
• Fraturas com a parede lateral comprometida (espessura < 20,5 mm)
• Traço reverso (obliquidade reversa)
• Extensão subtrocantérica
• Cominuição posteromedial grave
CMN altamente recomendada:
• Osteoporose grave (T-score < −3,0)
• Canal medular alargado (> 12 mm)
• Fraturas AO/OTA 31-A3
DHS pode ser considerado:
• Recursos limitados + experiência cirúrgica adequada
• Parede lateral íntegra
• Boa qualidade óssea
• Fraturas AO/OTA 31-A2 sem cominuição grave
Pontuação de decisão proposta:
• Parede lateral comprometida: +3 pontos
• Cominuição posteromedial: +2 pontos
• Traço reverso: +3 pontos
• Osteoporose grave: +2 pontos

Abreviaturas: AO/OTA, Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (Associação para o Estudo da Fixação Interna)/Orthopaedic Trauma Association (Associação de Trauma Ortopédico); CMNs, *cephalomedullary nails*; DHS, *dynamic hip screw*.
Notas: Pontuação ≥ 5: alta indicação para a CMN; pontuação < 5: o DHS pode ser considerado.

princípios biomecânicos que sustentam o uso de CMNs em fraturas instáveis. O posicionamento intramedular da haste reduz significativamente o braço de alavanca em comparação ao DHS, o que minimiza as forças de tensão sobre o implante durante a carga axial.[25] Adicionalmente, o bloqueio cefálico duplo presente em alguns modelos (como Intertan e alguns *designs* de PFNA) proporciona superior controle rotacional do fragmento proximal, característica particularmente vantajosa em fraturas cominutivas ou com traço reverso.[26] Huang et al.[27] demonstraram, mediante análise de elementos finitos, que o DHS apresenta concentração de estresse até 80% maior na interface implante-osso em fraturas AO 31-A2 quando comparado às CMNs.

Ceynowa et al.[28] observaram que, em fêmures com canal medular alargado, típico de pacientes idosos osteoporóticos, a vantagem biomecânica das CMNs torna-se ainda mais pronunciada. Nesses casos, a ausência de suporte medial aumenta drasticamente o momento flexor sobre o DHS, ao passo que a haste intramedular continua a proporcionar estabilidade por seu posicionamento central. Essa observação foi corroborada por nossa análise de subgrupos, que demonstrou maior benefício das CMNs em pacientes com osteoporose avançada.

A taxa de reoperação significativamente menor no grupo CMN (RC = 0,58) é consequência direta da redução nas complicações mecânicas. Considerando o elevado risco anestésico-cirúrgico associado a procedimentos de revisão nesta população frequentemente idosa e frágil, esse benefício representa um impacto substancial na prática clínica.[29] O NNT de 21 para prevenir uma reoperação sugere relevância clínica considerável, especialmente em serviços com alto volume de fraturas do quadril.

Considerações Econômicas e Contexto Brasileiro

Embora nossa análise demonstre superioridade técnica das CMNs, a questão econômica merece consideração especial. O custo médio de uma CMN no Brasil varia de R$ 3.500 a R$ 8.000, ao passo que o DHS custa entre R$ 800 e R$ 1.500. Em hospitais públicos com orçamento limitado, essa diferença de 4 a 5 vezes no custo do implante pode ser decisiva. Considerando que o NNT para prevenir uma reoperação é 21, seriam necessários investimentos substanciais para prevenir cada complicação adicional. No contexto do Sistema Único de Saúde (SUS), em que aproximadamente 70% das fraturas de quadril são tratadas, a realidade econômica não pode ser ignorada. Estudo de Guerra et al.[30] demonstrou que hospitais públicos do Sul do Brasil utilizam DHS em 82% dos casos de fraturas transtrocanterianas. Nossa análise sugere que, embora tecnicamente inferior, o DHS mantém-se como alternativa viável quando utilizado com critério técnico adequado e seleção apropriada de pacientes.

É interessante notar que, apesar das vantagens mecânicas das CMNs, nossos resultados não mostraram diferença significativa nas pontuações funcionais. Esse achado pode refletir múltiplos fatores: primeiramente, o HHS, utilizado na maioria dos estudos, pode não ser suficientemente sensível para captar nuances funcionais específicas de pacientes com fratura trocantérica.[31] Segundo, o estado funcional pré-fratura e as comorbidades preexistentes frequentemente exercem maior influência sobre o resultado funcional do que o tipo de implante utilizado.[32] Finalmente, a elevada heterogeneidade observada nesse desfecho ($I^2 = 61\%$) sugere variabilidade significativa nos protocolos de reabilitação, tempos de avaliação e critérios de mensuração entre os estudos, o que limita a interpretação desses resultados.

A ausência de diferença na mortalidade entre os grupos era esperada, considerando que fatores como idade avançada, comorbidades preexistentes, estado nutricional e tempo até a cirurgia exercem influência consideravelmente maior sobre esse desfecho do que o tipo específico de implante.[33] Esse achado alinha-se com os de revisões sistemáticas prévias que avaliaram a mortalidade em fraturas do quadril.[34] Entretanto, é possível que o menor trauma cirúrgico associado às CMNs possa beneficiar subgrupos específicos de pacientes com alta fragilidade, aspecto que merece investigação adicional em estudos focados nessa população.

Nossa análise apresenta limitações que merecem consideração. Primeiramente, o protocolo desta revisão não foi registrado prospectivamente em plataformas como a PROSPERO, o que constitui uma limitação metodológica importante. Segundo, a heterogeneidade de moderada a alta em alguns desfechos reflete a variabilidade metodológica entre os estudos. Terceiro, a impossibilidade de cegamento devido à natureza das intervenções introduz potencial viés de desempenho e detecção. Quarto, a diversidade de modelos específicos de CMN pode ter influenciado os resultados, embora análises de subgrupos não tenham demonstrado diferenças significativas entre os tipos. Quinto, a experiência do cirurgião não foi analisada como covariável, o que representa uma limitação adicional, especialmente considerando que a curva de aprendizado para CMNs é mais complexa do que para DHS. Sexto, a análise econômica não foi incluída, o que limita a aplicabilidade em contextos com recursos restritos. Sétimo, os protocolos de reabilitação variaram substancialmente entre estudos. Por fim, dados sobre qualidade de vida e satisfação do paciente eram escassos. Aros et al.[35] observaram variabilidade significativa na preferência pelos implantes de acordo com fatores regionais, institucionais e relacionados à experiência do cirurgião, o que pode influenciar os resultados independentemente das características biomecânicas.

Perspectivas Futuras

Estudos futuros devem se centrar em: 1) análises de custo-benefício em países em desenvolvimento, considerando não apenas o custo do implante como também os custos indiretos de complicações e reoperações; 2) desenvolvimento de implantes nacionais mais acessíveis que mantenham as vantagens biomecânicas das CMNs; 3) protocolos de seleção baseados em recursos disponíveis, criando algoritmos decisórios que considerem fatores econômicos; 4) treinamento específico para otimizar resultados com DHS em casos selecionados, reconhecendo que esse implante continuará sendo utilizado em muitos contextos; 5) qualidade de vida e desfechos funcionais com instrumentos mais sensíveis; 6)

investigação de técnicas híbridas ou modificações do DHS que possam melhorar seus resultados em fraturas instáveis.

Conclusão

Esta revisão sistemática e metanálise demonstra que as CMNs são superiores ao DHS no tratamento das fraturas transtrocanterianas instáveis, pois apresentando menor tempo cirúrgico, redução no sangramento intraoperatório, menor taxa de complicações mecânicas e menor necessidade de reoperações, sem diferenças significativas na mortalidade ou nos desfechos funcionais.

As CMNs devem ser consideradas o tratamento de escolha para fraturas transtrocanterianas instáveis, especialmente em pacientes com osteoporose grave ou padrões de fratura com maior instabilidade. Entretanto, em contextos com limitação de recursos, como hospitais públicos brasileiros, o DHS permanece uma alternativa aceitável quando utilizado por cirurgiões experientes, em fraturas sem comprometimento da parede lateral e com técnica cirúrgica meticulosa. A decisão final deve considerar a evidência científica e a realidade socioeconômica local, a disponibilidade de recursos e a *expertise* institucional. A pontuação de de decisão proposta neste estudo (Tabela 1) pode auxiliar na seleção individualizada do implante. Palm et al.[36] demonstraram que a integridade da parede lateral do fêmur é um preditor importante para a reoperação, o que reforça a vantagem biomecânica das CMNs nesses casos específicos.

Estudos futuros devem se centrar em em análises de custo-benefício, avaliação de desfechos funcionais com instrumentos mais específicos e sensíveis, desenvolvimento de implantes nacionais acessíveis, e investigação de subpopulações que possam beneficiar-se particularmente de um ou outro método de fixação. A criação de registros nacionais de fraturas do quadril também seria fundamental para melhor compreender a realidade brasileira e otimizar protocolos de tratamento.

Destaques/Principais Achados

- As CMNs reduziram o tempo cirúrgico em 12,3 minutos em comparação com o DHS;
- Há menor risco de complicações mecânicas com CMNs (RC = 0,42; IC95%: 0,28–0,62);
- Há redução de 42% no risco de reoperação com CMNs;
- Há menor sangramento intraoperatório (88 mL menos), com significância clínica;
- Não há diferenças em termos de mortalidade ou de pontuações funcionais entre os métodos;
- As CMNs deve ser consideradas o tratamento de escolha para fraturas instáveis; e
- O DHS uma permanece alternativa viável em contextos com recursos limitados.

Contribuições dos Autores

JP: conceção do estudo, metodologia, análise de dados e redação do rascunho original. PVDA: análise crítica dos dados, discussão clínica e revisão do manuscrito. MGMC: seleção do estudo, avaliação da qualidade, apoio à discussão e revisão final.

Suporte Financeiro

Os autores declaram que não receberam suporte financeiro de agências dos setores público, privado ou sem fins lucrativos para a realização deste estudo.

Conflito de Interesses

Os autores não têm conflito de interesses a declarar.

Referências

1 Veronese N, Maggi S. Epidemiology and social costs of hip fracture. Injury 2018;49(08):1458–1460. Doi: 10.1016/j.injury.2018.04.015
2 Cooper C, Campion G, Melton LJ 3rd. Hip fractures in the elderly: a world-wide projection. Osteoporos Int 1992;2(06):285–289. Doi: 10.1007/BF01623184
3 Leal J, Gray AM, Prieto-Alhambra D, Arden NK, et al. Impact of hip fracture on hospital care costs: a population-based study. Osteoporos Int 2016;27(02):549–558. Doi: 10.1007/s00198-015-3277-9
4 Queally JM, Harris E, Handoll HH, Parker MJ. Intramedullary nails for extracapsular hip fractures in adults. Cochrane Database Syst Rev 2014;2014(09):CD004961. Doi: 10.1002/14651858.CD004961.pub4
5 Meinberg EG, Agel J, Roberts CS, Karam MD, Kellam JF. Fracture and Dislocation Classification Compendium-2018. J Orthop Trauma 2018;32(Suppl 1):S1–S170. Doi: 10.1097/BOT.0000000000001063
6 Parker MJ, Handoll HH. Gamma and other cephalocondylic intramedullary nails versus extramedullary implants for extracapsular hip fractures in adults. Cochrane Database Syst Rev 2010;(09):CD000093. Doi: 10.1002/14651858.CD000093.pub5
7 Regling M, Blau A, Probe RA, Maxey JW, Solberg BD. Improved medial cortical contact for a cephalomedullary nail decreases the risk of failure. Proc Bayl Univ Med Cent 2014;27(01):20–24
8 Bhandari M, Schemitsch E, Jönsson A, Zlowodzki M, Haidukewych GJ. Gamma nails revisited: gamma nails versus compression hip screws in the management of intertrochanteric fractures of the hip: a meta-analysis. J Orthop Trauma 2009;23(06):460–464. Doi: 10.1097/BOT.0b013e318162f67f
9 Matre K, Havelin LI, Gjertsen JE, Vinje T, Espehaug B, Fevang JM. Sliding hip screw versus IM nail in reverse oblique trochanteric and subtrochanteric fractures. A study of 2716 patients in the Norwegian Hip Fracture Register. Injury 2013;44(06):735–742. Doi: 10.1016/j.injury.2012.12.010
10 Knobe M, Gradl G, Ladenburger A, Tarkin IS, Pape HC. Unstable intertrochanteric femur fractures: is there a consensus on definition and treatment in Germany? Clin Orthop Relat Res 2013;471(09):2831–2840. Doi: 10.1007/s11999-013-2834-9
11 Bonnaire F, Weber A, Bösl O, Eckhardt C, Schwieger K, Linke B. ["Cutting out" in pertrochanteric fractures–problem of osteoporosis?] Unfallchirurg 2007;110(05):425–432. Doi: 10.1007/s00113-007-1248-0
12 Chang SM, Zhang YQ, Ma Z, Li Q, Dargel J, Eysel P. Fracture reduction with positive medial cortical support: a key element in stability reconstruction for the unstable pertrochanteric hip fractures. Arch Orthop Trauma Surg 2015;135(06):811–818. Doi: 10.1007/s00402-015-2206-x
13 Ma K-L, Wang X, Luan F-J, Xu H-T, et al. Proximal femoral nails antirotation, Gamma nails, and dynamic hip screws for fixation of intertrochanteric fractures of femur: A meta-analysis. Orthop Traumatol Surg Res 2014;100(08):859–866. Doi: 10.1016/j.otsr.2014.07.023
14 Yu J, Zhang C, Li L, et al. Internal fixation treatments for intertrochanteric fracture: a systematic review and meta-analysis of randomized evidence. Sci Rep 2015;5:18195. Doi: 10.1038/srep18195

15 Zehir S, Şahin E, Zehir R. Comparison of clinical outcomes with three different intramedullary nailing devices in the treatment of unstable trochanteric fractures. Ulus Travma Acil Cerrahi Derg 2015;21(06):469–476. Doi: 10.5505/tjtes.2015.28227
16 Reindl R, Harvey EJ, Berry GK, Rahme E. Canadian Orthopaedic Trauma Society (COTS). Intramedullary versus extramedullary fixation for unstable intertrochanteric fractures: a prospective randomized controlled trial. J Bone Joint Surg Am 2015;97(23): 1905–1912. Doi: 10.2106/JBJS.N.01007
17 Anglen JO, Weinstein JN. American Board of Orthopaedic Surgery Research Committee. Nail or plate fixation of intertrochanteric hip fractures: changing pattern of practice. A review of the American Board of Orthopaedic Surgery Database. J Bone Joint Surg Am 2008;90(04):700–707. Doi: 10.2106/JBJS.G.00517
18 Forte ML, Virnig BA, Kane RL, et al. Geographic variation in device use for intertrochanteric hip fractures. J Bone Joint Surg Am 2008; 90(04):691–699. Doi: 10.2106/JBJS.G.00414
19 Borger RA, Borger FA, Araújo RPd, Pereira TFN, Queiroz RD. Prospective assessment of the clinical, radiographic and functional evolution of treatment for unstable trochanteric fractures of the femur using a cephalomedullary nail. Rev Bras Ortop 2011;46 (04):380–389. Doi: 10.1016/S2255-4971(15)30249-4
20 Calder SJ, Anderson GH, Jagger C, Harper WM, Gregg PJ. Unipolar or bipolar prosthesis for displaced intracapsular hip fracture in octogenarians: a randomised prospective study. J Bone Joint Surg Br 1996;78(03):391–394
21 Beck M, Leunig M, Clarke E, Ganz R. Femoroacetabular impingement as a factor in the development of nonunion of the femoral neck: a report of three cases. J Orthop Trauma 2004;18(07): 425–430. Doi: 10.1097/00005131-200408000-00006
22 Hopp S, Wirbel R, Ojodu I, Pizanis A, Pohlemann T, Fleischer J. Does the implant make the difference?- Prospective comparison of two different proximal femur nails Acta Orthop Belg 2016;82(02): 319–331
23 Tucker A, Donnelly KJ, Rowan C, McDonald S, Foster AP. Is the best plate a nail? A review of 3230 unstable intertrochanteric fractures of the proximal femur. J Orthop Trauma 2018;32(02):53–60. Doi: 10.1097/BOT.0000000000001038
24 Mundi S, Pindiprolu B, Simunovic N, Bhandari M. Similar mortality rates in hip fracture patients over the past 31 years. Acta Orthop 2014;85(01):54–59. Doi: 10.3109/17453674.2013.878831
25 O'Malley NT, Deeb AP, Bingham KW, Kates SL. Outcome of the dynamic helical hip screw system for intertrochanteric hip fractures in the elderly patients. Geriatr Orthop Surg Rehabil 2012;3 (02):68–73. Doi: 10.1177/2151458512450707
26 Huang X, Leung F, Xiang Z, et al. Proximal femoral nail versus dynamic hip screw fixation for trochanteric fractures: a meta-analysis of randomized controlled trials. ScientificWorldJournal 2013;2013:805805. Doi: 10.1155/2013/805805
27 Huang SG, Chen B, Zhang Y, et al. Comparison of the clinical effectiveness of PFNA, PFLCP, and DHS in treatment of unstable intertrochanteric femoral fracture. Am J Ther 2017;24(06): e659–e666. Doi: 10.1097/MJT.0000000000000346
28 Ceynowa M, Zerdzicki K, Klosowski P, et al. The early failure of the gamma nail and the dynamic hip screw in femurs with a wide medullary canal. A biomechanical study of intertrochanteric fractures. Clin Biomech (Bristol) 2020;71:201–207. Doi: 10.1016/j.clinbiomech.2019.11.006
29 Haentjens P, Magaziner J, Colón-Emeric CS, et al. Meta-analysis: excess mortality after hip fracture among older women and men. Ann Intern Med 2010;152(06):380–390. Doi: 10.7326/0003-4819-152-6-201003160-00008
30 Guerra MT, Viana RD, Feil L, Feron ET, Maboni J, Vargas AS. One-year mortality of elderly patients with hip fracture surgically treated at a hospital in Southern Brazil. Rev Bras Ortop 2016;52 (01):17–23. Doi: 10.1016/j.rboe.2016.11.006
31 Parsons N, Griffin XL, Achten J, Costa ML. Outcome assessment after hip fracture: is EQ-5D the answer? Bone Joint Res 2014;3 (03):69–75. Doi: 10.1302/2046-3758.33.2000250
32 Flikweert ER, Izaks GJ, Knobben BA, Stevens M, Wendt K. The development of a comprehensive multidisciplinary care pathway for patients with a hip fracture: design and results of a clinical trial. BMC Musculoskelet Disord 2014;15:188. Doi: 10.1186/1471-2474-15-188
33 Smith T, Pelpola K, Ball M, Ong A, Myint PK. Pre-operative indicators for mortality following hip fracture surgery: a systematic review and meta-analysis. Age Ageing 2014;43(04): 464–471. Doi: 10.1093/ageing/afu065
34 Moja L, Piatti A, Pecoraro V, et al. Timing matters in hip fracture surgery: patients operated within 48 hours have better outcomes. A meta-analysis and meta-regression of over 190,000 patients. PLoS One 2012;7(10):e46175. Doi: 10.1371/journal.pone.0046175
35 Aros B, Tosteson AN, Gottlieb DJ, Koval KJ. Is a sliding hip screw or im nail the preferred implant for intertrochanteric fracture fixation? Clin Orthop Relat Res 2008;466(11):2827–2832. Doi: 10.1007/s11999-008-0285-5
36 Palm H, Jacobsen S, Sonne-Holm S, Gebuhr P. Hip Fracture Study Group. Integrity of the lateral femoral wall in intertrochanteric hip fractures: an important predictor of a reoperation. J Bone Joint Surg Am 2007;89(03):470–475. Doi: 10.2106/JBJS.F.00679

Análise biomecânica comparativa de duas técnicas de fixação da osteotomia do olécrano

Comparative Biomechanical Analysis of Two Olecranon Osteotomy Fixation Techniques

Felipe Lacerda de Oliveira Pessôa[1] Marcio Liu Sandt[1] Marcos Alves Correia[1]
Carlos Rodrigo de Mello Roesler[2] Maria Eugenia Leite Duarte[3] Verônica Fernandes Vianna[3]

[1] Serviço de Ortopedia, Hospital Copa D'Or, Rede D'Or São Luiz, Rio de Janeiro, RJ, Brasil
[2] Laboratório de Engenharia Biomecânica, Hospital Universitário da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, SC, Brasil
[3] Instituto D'Or de Pesquisa e Ensino (IDOR), Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Endereço para correspondência Verônica Fernandes Vianna, PhD, Hospital Copa D'Or, Rua Figueiredo de Magalhães, 875, Copacabana, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 22031-011 (e-mail: veronica@veronicavianna.com).

Rev Bras Ortop 2025;60(4):s00451811927.

Resumo

Objetivo Comparar as características biomecânicas da fixação da osteotomia do olécrano utilizando parafusos transcorticais (TCs) ou intramedulares (IMs).

Métodos Ulnas sintéticas de poliuretano foram seccionadas simulando a osteotomia tipo Chevron. As osteotomias foram fixadas com parafusos TCs ($n = 11$) ou IMs ($n = 11$). Após a fixação, os corpos de prova foram montados em um dispositivo de posicionamento na máquina de ensaios e submetidos a pré-carga de 10 N, seguida por 100 ciclos de carregamento entre 10 e 500 N. Ao final dos 100 ciclos, a carga de 500 N foi mantida e a abertura do foco de fratura (*gap*) na região da osteotomia foi medida. A seguir, foi aplicado carregamento monotônico de tração até a falha da fixação e obtenção das medidas da força de resistência máxima, da rigidez dos sistemas e do modo de falha.

Resultados Nenhum dos grupos apresentou falha após a aplicação dos ciclos de carga entre 10 e 500 N, sem diferença nos valores do *gap* ($p = 0{,}9420$). A força máxima de falha no grupo IM foi 1,27 vezes maior do que no grupo TC ($p = 0{,}0459$) e a rigidez dos 2 sistemas foi semelhante ($p = 0{,}670$).

Conclusão As duas técnicas mostraram ser alternativas eficazes em termos de estabilidade e rigidez. A fixação com parafuso intramedular demonstrou maior capacidade de suportar cargas antes da falha, sugerindo possível vantagem em termos de resistência mecânica. Os resultados do presente estudo poderão auxiliar na interpretação das implicações clínicas das duas técnicas nas investigações sobre métodos de fixação da osteotomia do olécrano.

Palavras-chave
- biomecânica
- dispositivos para fixação cirúrgica
- fraturas do úmero
- olécrano
- osteotomia

Trabalho desenvolvido no Instituto D'Or de Pesquisa e Ensino (IDOR), Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

recebido
21 de novembro de 2024
aceito
26 de junho de 2025

DOI https://doi.org/10.1055/s-0045-1811927.
ISSN 0102-3616.

© 2025. The Author(s).
This is an open access article published by Thieme under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International License, permitting copying and reproduction so long as the original work is given appropriate credit (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

Thieme Revinter Publicações Ltda., Rua Rego Freitas, 175, loja 1, República, São Paulo, SP, CEP 01220-010, Brazil

Abstract

Objective To compare the biomechanical characteristics of olecranon osteotomy fixation using transcortical (TC) or intramedullary (IM) screws.

Methods We sectioned synthetic polyurethane ulnas to simulate a Chevron osteotomy. Osteotomy fixations were performed using TC ($n = 11$) or IM screws ($n = 11$). After fixation, we assembled the specimens on a positioning device in the testing machine to subject them to a preload of 10 N, followed by 100 loading cycles ranging from 10 to 500 N. At the end of the 100 cycles, we maintained the 500-N load and assessed the opening of the fracture focus (gap) in the osteotomy region. Then, we applied monotonic tensile loading until fixation failure and measured the maximum resistance force, system stiffness, and failure mode.

Results No group presented failure after the application of load cycles ranging from 10 to 500 N, with no difference in gap values ($p = 0.9420$). The maximum failure force in the IM group was 1.27 times greater than in the TC group ($p = 0.0459$). The stiffness of the 2 systems was similar ($p = 0.670$).

Conclusion Both techniques were effective alternatives in terms of stability and rigidity. Fixation with IM screws resulted in better load-bearing capacity before failure, suggesting a potential advantage in mechanical strength. The results of the present study may help the interpretation of the clinical implications of the two techniques in investigations on fixation methods for olecranon osteotomy.

Keywords

- biomechanic
- humeral fractures
- olecranon process
- osteotomy
- surgical fixation devices

Introdução

As fraturas do cotovelo correspondem a 7% das fraturas em adultos, com as fraturas distais do úmero representando menos da metade desse total.[1] Com um padrão de distribuição bimodal, essas fraturas ocorrem em homens jovens devido a traumas de alta energia e em mulheres idosas, em decorrência de fragilidade óssea.[2] Independentemente da faixa etária, o tratamento cirúrgico, embora desafiador devido à complexidade anatômica da articulação do cotovelo, é considerado o padrão-ouro.[1,3] O tratamento conservador é reservado para fraturas extra-articulares sem desvio, para pacientes com contra-indicações clínicas à cirurgia, para aqueles com deficit neurológico no membro e para aqueles com risco elevado de complicações locais.[1]

As opções cirúrgicas incluem abordagens medial e lateral paratricipital, que preservam ou dividem o tríceps, além da osteotomia do olecrano, técnica preferida para a redução aberta e fixação interna das fraturas intra-articulares.[4] Esta abordagem oferece melhor acesso à fratura e uma visualização articular superior em comparação com técnicas que não utilizam osteotomia.[4–8]

Diversos tipos de osteotomia já foram descritos,[9] sendo a abordagem posterior em "V" tipo Chevron a mais utilizada, por proporcionar uma visão abrangente da epífise distal do úmero e uma boa exposição intra-articular.[1,7–12] A técnica oferece maior estabilidade rotacional e favorece a consolidação e a estabilidade da fratura devido à ampla área de contato entre as superfícies ósseas.[4,8] No entanto, alguns estudos relatam complicações associadas às osteotomias, como pseudoartrose, perda da redução articular, falha na síntese e implantes sintomáticos,[12–15] o que tem motivado a busca por novas alternativas de fixação.[4–6,12]

Historicamente, as bandas de tensão são a principal técnica de fixação das osteotomias, devido ao seu potencial para converter as forças de distração do tríceps em forças compressivas no local da fratura.[15] No entanto, estudos clínicos destacam as vantagens da fixação da osteotomia com parafusos intramedulares (IMs)[16,17] ou transcorticais (TCs).[7,10] A fixação IM envolve a inserção de um parafuso longitudinalmente no canal medular do olecrano, com mínima violação das partes moles.[16,17] Os menores índices de complicações associados à fixação IM são atribuídos à menor agressão local, à ausência de migração do implante[16–18] e à menor complexidade da técnica em comparação com as bandas de tensão ou placas e parafusos.[15]

Outra alternativa para fixação da osteotomia do olecrano é a utilização de parafusos TC.[7,10] Nessa técnica, dois parafusos TC são inseridos perpendicularmente ao local da osteotomia, atravessando ambas as corticais.[19] A técnica é considerada mais simples do que a fixação IM e oferece resistência a esforços cisalhantes, o que pode ser uma vantagem no período inicial da reabilitação.[7]

Embora as técnicas de fixação IM e TC sejam aplicáveis clinicamente para a fixação da osteotomia, não há consenso sobre o desempenho biomecânico de cada uma, especialmente em relação à estabilidade da fixação e à força máxima de resistência. O objetivo do presente estudo foi realizar uma análise biomecânica em ossos sintéticos, comparando a fixação da osteotomia do olécrano tipo Chevron utilizando parafuso IM ou parafusos TC. Os parâmetros de avaliação incluíram a resistência a cargas cíclicas, a força máxima para atingir a falha da fixação e a rigidez das montagens.

Materiais e Métodos

Ossos Compósitos

Foram utilizados vinte e dois ossos compósitos de ulna esquerda (Nacional Ossos, código 3020) e dois ossos compósitos radiopacos do mesmo fabricante (código 12333) para comparar as características biomecânicas de 2 sistemas de fixação da osteotomia com: (i) 1 parafuso IM ou (ii) 2 parafusos TCs.

Materiais de Síntese e Grupos de Pesquisa

Foram utilizados parafusos canulados de rosca parcial com arruela ($7{,}0 \times 90$ mm) e parafusos de rosca parcial com arruela ($4{,}0 \times 42$ mm), ambos fornecidos pelo mesmo fabricante (Traumédica). As ulnas foram divididas aleatoriamente em 2 grupos de acordo com o método de fixação da osteotomia com 1 parafuso IM (grupo IM; $n = 11$) ou com 2 parafusos TCs (grupo TC; $n = 11$).

Osteotomia

Antes da realização das osteotomias, foram feitas marcações para definir o eixo longo da ulna no local da inserção distal do tendão do tríceps, na porção proximal do olécrano e na região diafisária. A osteotomia foi realizada com serra oscilatória, simulando a osteotomia tipo Chevron.[8] Para definir a área a ser osteotomizada, foi aplicado um molde com angulação de 140°, com o ápice distal posicionado sobre o eixo longo previamente demarcado na ulna, 2 cm distal à superfície óssea proximal do olécrano. A osteotomia foi realizada com angulação de 20° no plano sagital.

Fixação das Osteotomias

Parafuso Intramedular

Após a redução da osteotomia utilizando pinça óssea tipo Weber, foi introduzido um fio de Kirshner (2,0 mm) para auxiliar no controle rotacional do fragmento durante a montagem. O ponto de entrada do fio-guia no olécrano foi estrategicamente posicionado para criar um trajeto desviado do eixo central do osso, compensando o varo fisiológico da ulna. Com o fio-guia posicionado, o ponto de entrada para o parafuso no olécrano foi perfurado com uma broca canulada (3,2 mm). A fixação da osteotomia foi realizada com a inserção longitudinal no canal medular de um parafuso canulado ($7{,}0 \times 9{,}0$ mm) com rosca parcial e arruela (►**Fig. 1**).

Parafusos Transcorticais

Após a redução da osteotomia, foram inseridos dois fios-guias paralelos na região proximal do olécrano, atravessando a área da osteotomia e preservando a região articular da ulna. A distância entre os fios foi mantida entre 10 e 12 mm ao longo do percurso, com o ponto de saída localizado imediatamente anterior ao processo coronoide. Através dos fios-guias, foram realizados orifícios transcorticais com broca canulada (2,5 mm). Após a fresagem dos orifícios e da medição do tamanho do canal, a fixação da osteotomia foi obtida por meio da inserção perpendicular de 2 parafusos (4×42–26 mm) com rosca parcial e arruela (►**Fig. 2**).

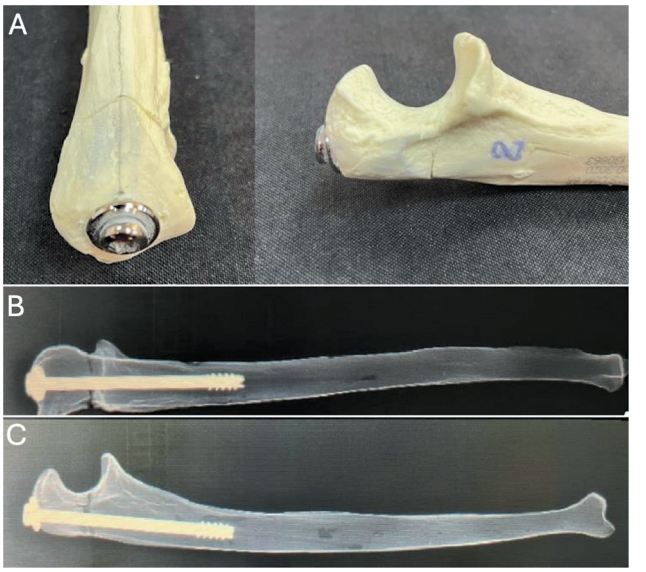


Fig. 1 Fixação com parafuso intramedular (IM). (A) Fixação da osteotomia com a inserção longitudinal de um parafuso canulado no canal medular. (B) Radiografias nas incidências anteroposterior e de perfil (C) de ulnas radiopacas após a fixação da osteotomia com o parafuso intramedular.

Testes Biomecânicos

As características biomecânicas dos sistemas de fixação foram avaliadas por protocolo que associa ensaio com carregamento cíclico durante um número pré-determinado de ciclos seguido de ensaio monotônico de tração até o limite de resistência mecânica de cada sistema. Os experimentos foram realizados em uma máquina universal de ensaios SHIMADZU AGS-X equipada com célula de carga Shimadzu e capacidade de 100 kN (Shimadzu Corporation). Os corpos

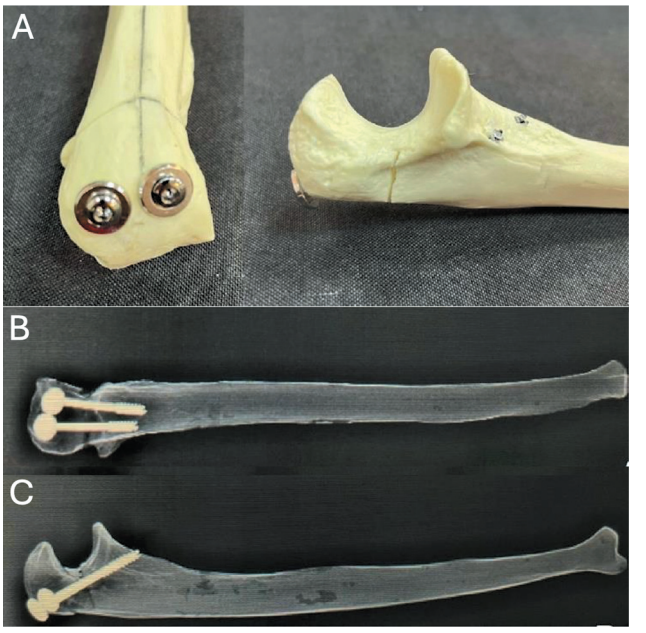


Fig. 2 Fixação com parafusos transcorticais (TC). (A) Fixação da osteotomia realizada pela inserção perpendicular de dois parafusos transcorticais. (B) Radiografias nas incidências anteroposterior e de perfil (C) de ulnas radiopacas após a fixação da osteotomia com parafusos transcorticais.

de prova foram posicionados na máquina de ensaios utilizando um dispositivo de fixação composto por: (1) uma base de apoio fixada na plataforma da máquina, que serviu como ponto de reação para a força aplicada ao fragmento reconstruído; e (2) uma haste de reação horizontal, inserida na cavidade articular da ulna, simulando a resistência oferecida pela tróclea umeral. Para reproduzir a ação do tendão do tríceps, a tração foi aplicada ao olécrano (fragmento ósseo) por meio de um cabo de aço (►**Fig. 3**).

Após a montagem, foi aplicada uma pré-carga de 10 N, seguida de 100 ciclos de carregamento entre 10 N e 500 N. Após a conclusão dos 100 ciclos, a carga de 500 N foi mantida e o *gap* na região da osteotomia foi medido com régua calibradora. O afastamento da osteotomia em > 2 mm foi utilizado como critério de falha. Após a medição, foi aplicado carregamento monotônico de tração com controle de deslocamento (10 mm/min) até atingir a falha da fixação, determinando-se a força de resistência máxima e o modo de falha associado (►**Fig. 4**). A rigidez das 2 montagens foi medida através do cálculo da inclinação da curva força x deslocamento na região entre 520 e 700 N.

Análise Estatística

Para comparar as médias das variáveis obtidas nos testes dinâmicos e a carga média de falha definida no teste estático foram utilizados o teste de análise de variância (ANOVA, do inglês *analysis of variance*) unidirecional e o teste t de Student, assumindo variâncias diferentes para as aberturas das osteotomias e iguais para a força máxima. A significância estatística foi definida para valores de $p < 0{,}05$. A análise estatística foi realizada com o RStudio, versão 2024.04.2 + 764, e a linguagem R, versão 4.4.1 (Posit PBC).



Fig. 3 Avaliação biomecânica dos sistemas de fixação com os corpos de prova montados em máquina universal de ensaios SHIMADZU AGS-X.

Resultados

Teste de Carregamentos Cíclicos e Quase-Estáticos

Nenhum dos construtos apresentou falha > 2 mm após a aplicação da carga quase-estática de 500 N, sem diferença significativa nos valores dos *gaps* entre os dois grupos ($p = 0{,}9420$). Os valores médios de abertura das osteotomias estão resumidos na ►**Tabela 1** e ilustrados na ►**Fig. 5**.

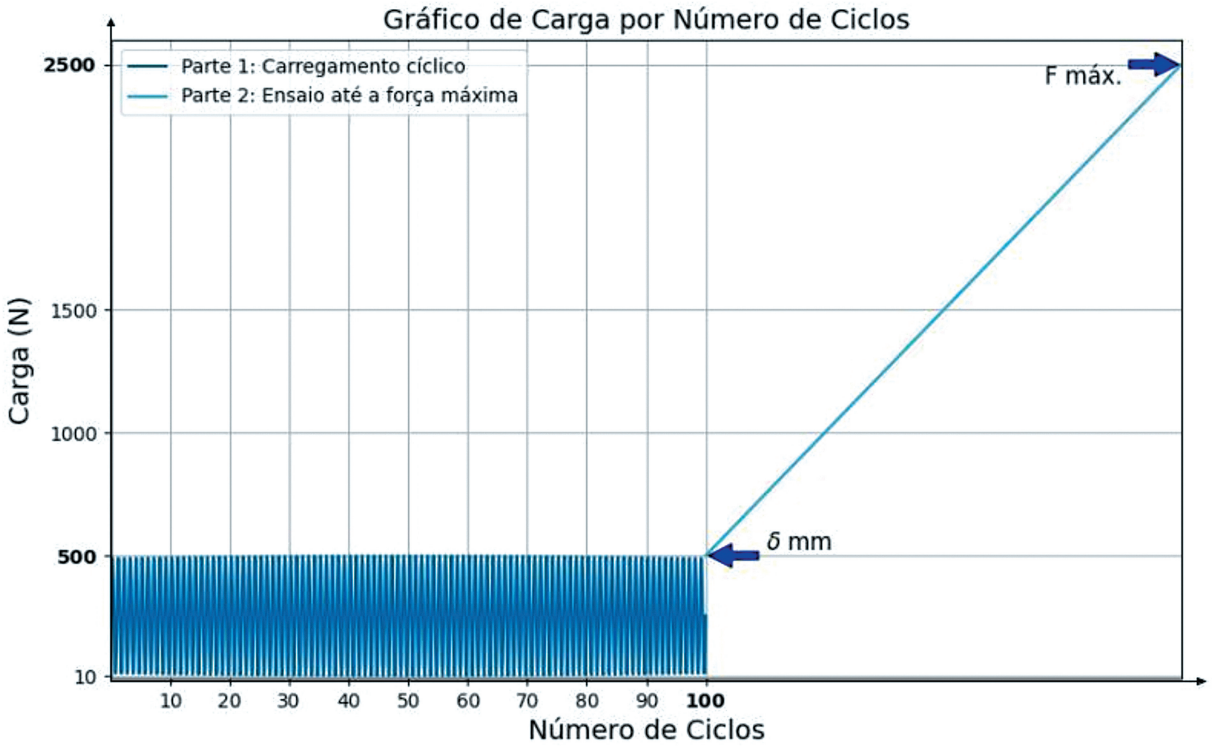


Fig. 4 Representação gráfica da carga aplicada sobre os corpos de prova por ciclos de carregamento.

Tabela 1 Resultados dos testes de carregamentos cíclico e quase-estáticos e de resistência máxima

	Tipo de parafuso		
	Intramedular	*Transcortical*	*Valor-p**
Abertura da osteotomia em 500 N (mm)	0,87 ± 0,81	0,90 ± 1,13	0,9420
Força máxima antes da falha (N)	1641,18 ± 304,08	1293,65 ± 442,30	0,0459
Rigidez (N/mm)	264,65 ± 38,23	258,99 ± 20,72	0,6704

Notas: Valores expressos como média ± desvio padrão. * Teste *t* de Student.

Teste de Resistência Máxima

Após a aplicação de carregamento monotônico de tração com controle de deslocamento com velocidade de 10 mm/min, todos os espécimes falharam devido ao afastamento da osteotomia em > 2 mm. A força máxima de falha no grupo IM foi 1,27 vezes maior do que no grupo TC ($p = 0{,}0459$). No grupo IM, as falhas ocorreram principalmente pelo afastamento dos fragmentos em direções opostas (►**Fig. 6A**). No grupo TC, as falhas resultaram do afastamento da osteotomia (►**Fig. 6B**) e por fratura dos fragmentos (►**Fig. 6C**). Não foi observada diferença significativa entre a rigidez da fixação com TC ou IM ($p = 0{,}67$). Os valores médios da força máxima na falha e da rigidez das montagens estão descritos na ►**Tabela 1** e na ►**Fig. 7**.

Discussão

No presente estudo, utilizamos ossos compósitos de ulna para comparar as propriedades biomecânicas da fixação da osteotomia do olécrano tipo Chevron, utilizando um parafuso IM ou dois parafusos TC. Após a realização de 100 ciclos de carga de tração, entre 10 N e 500 N, nenhuma das 2 montagens apresentou falha. Estes resultados sugerem que ambos os métodos de fixação são igualmente eficazes em suportar cargas cíclicas dentro dessa faixa de demanda mecânica, sem comprometer a estabilidade articular. No teste de carregamento monotônico, a força máxima de falha no grupo IM foi 1,27 vezes maior do que no grupo TC, evidenciando uma maior capacidade do sistema IM em suportar cargas antes da falha, o que sugere uma vantagem em termos de resistência mecânica.

Diversos estudos clínicos e biomecânicos têm abordado as vantagens e complicações associadas às diferentes técnicas de fixação das fraturas do úmero distal.[4,6,12,13,17,20] As técnicas que envolvem a osteotomia do olécrano são amplamente utilizadas para a redução aberta e fixação interna de fraturas intra-articulares, por oferecerem melhor visualização da fratura.[4,5] Entre essas técnicas, a osteotomia do tipo Chevron é a mais comumente empregada, devido à sua capacidade de proporcionar maior estabilidade rotacional e uma área de contato ampliada entre as superfícies ósseas, otimizando as condições locais para a consolidação óssea.[4,7,9,11] No entanto, complicações como falha de consolidação, perda da redução e implante sintomático podem ocorrer,[5,12–14] o que torna a escolha das técnicas de fixação um tema recorrente na literatura.[4,6,12,13]

Vários estudos investigaram a estabilidade das técnicas de fixação de osteotomias do olécrano, tanto com parafusos TC[10,21,22] quanto com parafuso IM.[15,17,23] Wagener et al.[7] realizaram um dos poucos estudos biomecânicos comparando técnicas de fixação da osteotomia do tipo Chevron, utilizando ossos cadavéricos. Neste estudo, as osteotomias foram fixadas com fios de Kirschner TC associados a bandas

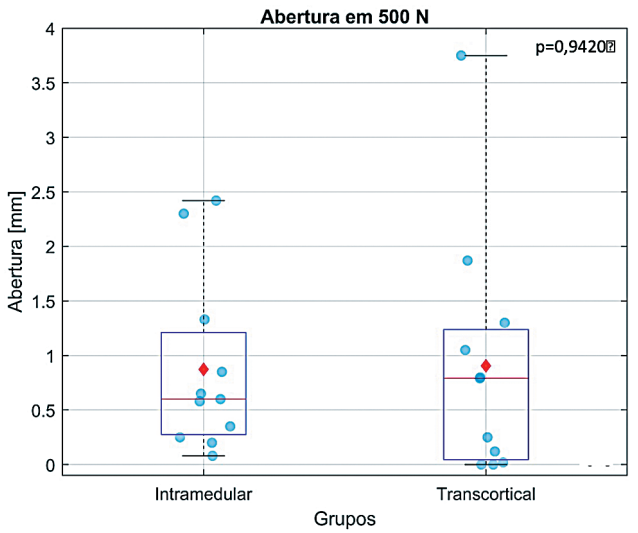


Fig. 5 Teste de carregamento cíclico (dinâmico). Gráfico *Box plot* mostrando a abertura das osteotomias nos dois métodos de fixação após 100 ciclos com carga de 500 N. Não foi observada falha em nenhuma das montagens (gap < 2mm). Os valores estão representados pela mediana (linha vermelha), média (ponto vermelho) e percentis 25% e 75% (linhas azuis).

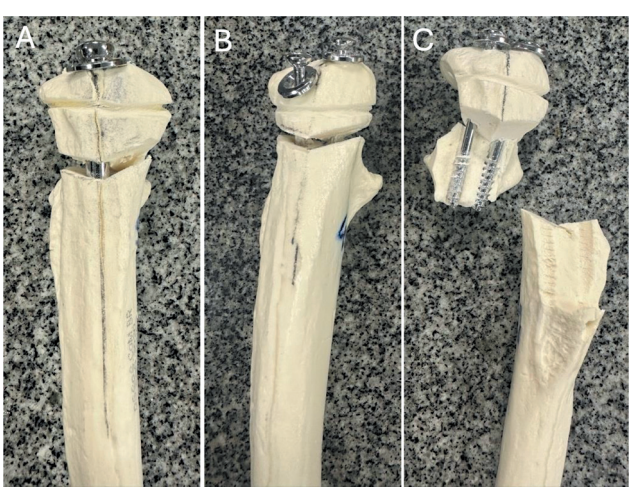


Fig. 6 Modos de falha da fixação após carregamento monotônico de tração para determinação da força máxima de rompimento. (A) Abertura da osteotomia em > 2 mm na fixação com parafuso IM ou (B) parafusos TC. (C) Soltura e fratura dos fragmentos na fixação com parafusos TC.

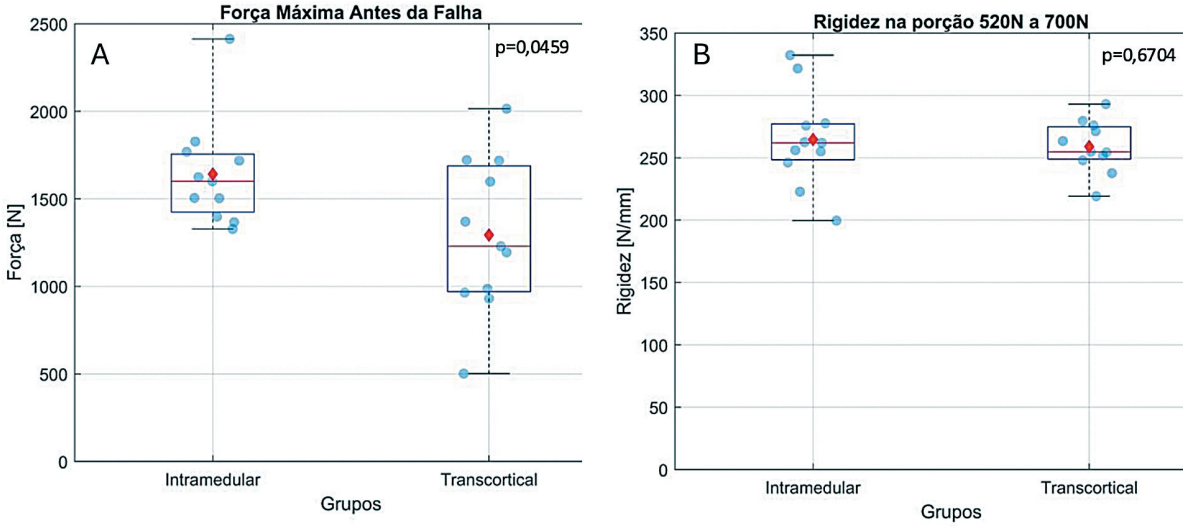


Fig. 7 Teste de carregamento monotônico (estático). Gráfico *Box plot* mostrando a força máxima antes da falha e a rigidez dos dois métodos de fixação da osteotomia. (A) A carga de falha no grupo IM foi 1,27 vezes maior do que na fixação com parafusos transcorticais ($p = 0{,}0459$). (B) Na região entre 520 N e 700 N não foi observada diferença entre a rigidez dos dois sistemas de fixação ($p = 0{,}6704$). Os valores estão representados pela mediana (linha vermelha), média (ponto vermelho) e percentis 25% e 75% (linhas azuis).

de tensão e parafusos, com ou sem bandas de tensão. Os ensaios biomecânicos foram realizados aplicando forças entre 200 e 500 N. Os resultados indicaram que a fixação apenas com parafuso apresentava rotação e translação da porção proximal da osteotomia quando submetida a forças $>$ 350 N, enquanto a combinação de parafuso com banda de tensão aumentava significativamente a capacidade da osteotomia de suportar maiores forças aplicadas ao tríceps.[7] Outro estudo biomecânico, também realizado em ossos cadavéricos, demonstrou que a fixação da osteotomia com parafusos de compressão associados a bandas de tensão apresentou melhor desempenho.[20]

No contexto clínico, a maioria dos estudos combina, na mesma casuística, os resultados da fixação de fraturas e osteotomias, utilizando uma variedade de técnicas cirúrgicas, o que dificulta a análise crítica do desempenho mecânico de cada método. O primeiro estudo a relatar os desfechos associados à fixação da osteotomia do olécrano com dois parafusos transcorticais foi conduzido por Dumartinet-Gibaud et al.[10] Neste estudo retrospectivo com 39 pacientes, a fixação com 2 parafusos TCs demonstrou melhores resultados clínicos e radiológicos, além de uma menor taxa de revisões cirúrgicas (21%) em comparação com a fixação com banda de tensão e fio de Kirschner (56%). Os autores também observaram menor taxa de perda de fixação (7% versus 24% com banda de tensão).[10] Em outro estudo retrospectivo, Gill et al.[21] relataram os resultados de 27 casos, incluindo 17 fraturas e 10 osteotomias do olécrano, todas fixadas com 2 parafusos TCs. Não houve perda de redução ou necessidade de revisão das osteotomias, e os autores destacaram a segurança, simplicidade e baixos índices de complicações da técnica.[21]

Uma alternativa à fixação com dois parafusos TC é a fixação com um parafuso IM. Um estudo biomecânico comparando a fixação da osteotomia com parafuso IM ou placa não encontrou diferenças significativas na intensidade de carga até a falha.[15] Cañete San Pastor et al.[17] avaliaram retrospectivamente 26 pacientes com fratura supraintercondilar do úmero distal, submetidos à fixação da osteotomia com um parafuso canulado IM. Após 1 ano de acompanhamento, todas as osteotomias apresentaram consolidação radiológica, com tempo médio de 112 dias, confirmando a eficácia e a possível superioridade da técnica em relação a outros métodos estabelecidos na literatura.[17] Resultados semelhantes foram relatados por Meldrum et al.[24] em um estudo retrospectivo com 92 pacientes, onde 37% necessitaram de remoção dos implantes, enquanto nenhum dos 10 pacientes com fixação por parafuso IM necessitou remover o implante. Ocalan et al.[23] também observaram menores índices de remoção de implantes em osteotomias fixadas com parafuso IM (18%) em comparação com a fixação com placa (75%).

Identificamos algumas limitações em nosso estudo que merecem ser destacadas. Em estudos biomecânicos, os resultados obtidos com tecido cadavérico geralmente apresentam maior poder translacional do que aqueles obtidos com materiais artificiais. Optamos por usar ulnas artificiais de espuma de poliuretano para garantir a homogeneidade da amostra, minimizando variações que poderiam influenciar negativamente os resultados. Ulnas humanas apresentam variações em tamanho e grau de osteopenia, o que pode dificultar a reprodução exata dos resultados. Por outro lado, ulnas artificiais permitem maior controle sobre os parâmetros analisados no estudo.

Conclusão

Os resultados mostraram que ambas as técnicas de fixação proporcionaram rigidez semelhante e estabilidade cíclica eficaz até 500 N, preservando a integridade da osteotomia. A fixação com parafuso IM apresentou maior resistência à carga máxima antes da falha, sugerindo vantagem em situações de maior exigência mecânica. Os achados estão limitados ao modelo biomecânico utilizado, mas podem orientar a

escolha clínica da técnica e futuras pesquisas sobre a osteotomia tipo Chevron.

Contribuições dos Autores

Cada autor fez contribuições individuais significativas para o presente manuscrito. FLOP: aquisição/análise de dados e interpretação dos dados do estudo; MLS: contribuição para o conceito do trabalho e interpretação dos dados do estudo; Correia MA: conceito intelectual do trabalho e aquisição/análise de dados; CRMR: aquisição/análise de dados e revisão crítica do conteúdo do trabalho; MELD: redação e aprovação final da versão do manuscrito; VFV: redação e aprovação final da versão do manuscrito. Investigação, Metodologia, Validação, Visualização, Escrita – rascunho original, Escrita – revisão e edição.

Suporte Financeiro

Os autores declaram que não receberam suporte financeiro de agências dos setores público, privado ou sem fins lucrativos para a realização deste estudo.

Conflito de Interesses

Os autores declaram não haver conflito de interesses.

Referências

1 Pires RES, Carvalho AER Junior, Almeida Filho IA, Motta G. Fraturas e luxações do cotovelo. In: Motta G, Barros T. Ortopedia e Traumatologia. Rio de Janeiro: Elsevier; 2018:247–266
2 Robinson CM, Hill RM, Jacobs N, Dall G, Court-Brown CM. Adult distal humeral metaphyseal fractures: epidemiology and results of treatment. J Orthop Trauma 2003;17(01):38–47. Doi: 10.1097/00005131-200301000-00006
3 Amir S, Jannis S, Daniel R. Distal humerus fractures: a review of current therapy concepts. Curr Rev Musculoskelet Med 2016;9 (02):199–206. Doi: 10.1007/s12178-016-9341-z
4 Ramsey DC, Thompson AR, Nazir OF, Mirarchi AJ. A new technique for olécranon osteotomy in the treatment of distal humeral fractures. JSES Open Access 2018;3(01):1–4. Doi: 10.1016/j.jses.2018.09.001
5 Woods BI, Rosario BL, Siska PA, Gruen GS, Tarkin IS, Evans AR. Determining the efficacy of screw and washer fixation as a method for securing olécranon osteotomies used in the surgical management of intraarticular distal humerus fractures. J Orthop Trauma 2015;29(01):44–49. Doi: 10.1097/BOT.0000000000000131
6 Wilkinson JM, Stanley D. Posterior surgical approaches to the elbow: a comparative anatomic study. J Shoulder Elbow Surg 2001;10(04):380–382. Doi: 10.1067/mse.2001.116517
7 Wagener ML, Dezillie M, Hoendervangers Y, Eygendaal D. Clinical results of the re-fixation of a Chevron olécranon osteotomy using an intramedullary cancellous screw and suture tension band. Strateg Trauma Limb Reconstr 2015;10(01):1–4. Doi: 10.1007/s11751-015-0211-9
8 Ao R, Zhang X, Li D, Chen F, Zhou J, Yu B. The Bare Area of the Proximal Ulna: An Anatomic Study With Relevance to Chevron Osteotomy. J Hand Surg Am 2017;42(06):471.e1–471.e6. Doi: 10.1016/j.jhsa.2017.02.012
9 Coles CP, Barei DP, Nork SE, Taitsman LA, Hanel DP, Bradford Henley M. The olécranon osteotomy: a six-year experience in the treatment of intraarticular fractures of the distal humerus. J Orthop Trauma 2006;20(03):164–171. Doi: 10.1097/00005131-200603000-00002
10 Dumartinet-Gibaud R, Lancigu R, De Sainte Hermine P, et al. Comparison of double screw fixation versus tension-band fixation after olécranon osteotomy for complex distal humerus fractures. Orthop Traumatol Surg Res 2021;107(02):102641. Doi: 10.1016/j.otsr.2020.02.022
11 Butala RR, Samant PD, Mehra S. Olécranon Osteotomy by a Gigli Saw versus Chevron's Osteotomy for Exposure of Intra-articular Distal Humerus: A Comparative Study. Malays Orthop J 2022;16 (03):61–69. Doi: 10.5704/MOJ.2211.011
12 Ring D, Gulotta L, Chin K, Jupiter JB. Olécranon osteotomy for exposure of fractures and nonunions of the distal humerus. J Orthop Trauma 2004;18(07):446–449. Doi: 10.1097/00005131-200408000-00010
13 Iorio T, Wong JC, Patterson JD, Rekant MS. Olécranon osteotomy fixation using a novel device: the olécranon sled. Tech Hand Up Extrem Surg 2013;17(03):151–157. Doi: 10.1097/BTH.0b013e318298b39d
14 McKee MD, Wilson TL, Winston L, Schemitsch EH, Richards RR. Functional outcome following surgical treatment of intra-articular distal humeral fractures through a posterior approach. J Bone Joint Surg Am 2000;82(12):1701–1707. Doi: 10.2106/00004623-200012000-00003
15 Davey AP, Wellington IJ, Ford BT, et al. Plate vs. intramedullary screw fixation of chevron olécranon osteotomies: a biomechanical study. JSES Int 2023;7(04):678–684. Doi: 10.1016/j.jseint.2023.02.021
16 Bosman WMPF, Emmink BL, Bhashyam AR, Houwert RM, Keizer J. Correction to: Intramedullary screw fixation for simple displaced olécranon fractures. Eur J Trauma Emerg Surg 2020;46(01):91. Doi: 10.1007/s00068-019-01269-0
17 Cañete San Pastor P, Lopez Valenciano J, Copete I, Prosper Ramos I. Fixation of olécranon osteotomy only with 6'5 mm partially trheaded cancellous screw is a safe an effective method used in surgical management of distal humerus fractures. J Exp Orthop 2021;8(01):4. Doi: 10.1186/s40634-020-00317-8
18 Meals C, Johnson C, Reitz L, et al. Intramedullary Screw Fixation of Olécranon Fractures Reduces the Risk of Early Unplanned Reoperation: A Retrospective Review of 556 Patients. J Orthop Trauma 2022;36(01):e24–e29. Doi: 10.1097/BOT.0000000000002145
19 Haddad B, Khan W, Zaghloul A, Grimes L, Schenk W. Fixation of olécranon fractures and osteotomies using compression screws: a simple solution to a common problem. A study of cases. Ortop Traumatol Rehabil 2013;15(04):341–346. Doi: 10.5604/15093492.1073833
20 Hutchinson DT, Horwitz DS, Ha G, Thomas CW, Bachus KN. Cyclic loading of olécranon fracture fixation constructs. J Bone Joint Surg Am 2003;85(05):831–837. Doi: 10.2106/00004623-200305000-00010
21 Gill JR, Vermuyten L, Schenk SA, Ong JCY, Schenk W. Olécranon fixation with two bicortical screws. Bone Jt Open 2020;1(07): 376–382. Doi: 10.1302/2633-1462.17.BJO-2020-0069.R1
22 Jones TB, Karenz AR, Weinhold PS, Dahners LE. Transcortical screw fixation of the olécranon shows equivalent strength and improved stability compared with tension band fixation. J Orthop Trauma 2014;28(03):137–142. Doi: 10.1097/BOT.0b013e31829a25d2
23 Ocalan HI, Karakus O, Karakurum G. Comparison of olécranon fixation techniques following transolécranon approach in intra-articular fractures of distal humerus in adult patients. J Orthop Trauma Rehabil 2020;27(01):33–39. Doi: 10.1177/2210491719884944
24 Meldrum A, Kwong C, Archibold K, Cinats D, Schneider P. Olécranon Osteotomy Implant Removal Rates and Associated Complications. J Orthop Trauma 2021;35(05):265–270. Doi: 10.1097/BOT.0000000000001979

Medida da rotação interna do joelho no diagnóstico clínico da associação de lesão no ligamento anterolateral e no ligamento cruzado anterior

The Measure of Internal Rotation of the Knee in the Clinical Diagnosis of Association of Anterolateral Ligament and Anterior Cruciate Ligament Injury

Geraldo Luiz Schuck de Freitas[1] João Luiz Ellera Gomes[2,3]

[1] Complexo Hospitalar da Santa Casa de Porto Alegre, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brasil
[2] Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brasil
[3] Serviço de Ortopedia e Traumatologia do Hospital de Clínicas de Porto Alegre, Porto Alegre, RS, Brasil

Endereço para correspondência Geraldo Luiz Schuck de Freitas, PhD, Complexo Hospitalar da Santa Casa de Porto Alegre, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brasil (e-mail: geraldoschuck@yahoo.com).

Rev Bras Ortop 2025;60(4):s00451811633.

Resumo

Objetivo Investigar a correlação clínica entre a rotação interna do joelho e a associação de lesões nos ligamentos anterolateral (LAL) e cruzado anterior (LCA).

Métodos Trinta e oito joelhos de 19 cadáveres frescos (todos do sexo masculino, média de idade: 28 anos) foram avaliados simulando o exame físico por meio de testes manuais de rotação em 90 graus de flexão. Fios de Kirschner foram colocados paralelamente no fêmur e na tíbia e as medidas foram obtidas com um goniômetro. Os dados obtidos foram comparados com o LCA intacto e, em seguida, com secções progressivas do LCA, trato iliotibial (TIT) e LAL.

Resultados A secção isolada do LCA induziu um aumento (+55,6%, $p < 0,001$) na rotação interna em 90 graus de flexão em comparação a de o LCA intacto. Após a secção do LCA, a liberação associada do TIT induziu um aumento (+31,6%, $p < 0,001$) na rotação interna do joelho em 90 graus de flexão e um aumento acentuado (+104%, $p < 0,001$) em comparação ao joelho com LCA intacto. Após a secção do LCA e do TIT, a liberação do LAL induziu aumentos significativos (+27,8%, $p < 0,001$) na rotação interna do joelho em 90 graus de flexão e em comparação ao joelho com LCA intacto (+162%, $p < 0,001$).

Conclusão Há um aumento da rotação interna do joelho na lesão do LCA. A associação com a lesão do LAL causa um aumento pronunciado da rotação interna em comparação ao joelho íntegro. Portanto, a presença de rotação interna pronunciada do joelho é um sinal clínico de lesão associada dessas estruturas.

Palavras-chave
- amplitude de movimento articular
- articulação do joelho
- diagnóstico
- ligamento cruzado anterior

Trabalho desenvolvido no Complexo Hospitalar da Santa Casa de Porto Alegre, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brasil.

recebido
31 de março de 2024
aceito
09 de junho de 2025

DOI https://doi.org/10.1055/s-0045-1811633.
ISSN 0102-3616.

© 2025. The Author(s).
This is an open access article published by Thieme under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International License, permitting copying and reproduction so long as the original work is given appropriate credit (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

Thieme Revinter Publicações Ltda., Rua Rego Freitas, 175, loja 1, República, São Paulo, SP, CEP 01220-010, Brazil

Abstract

Objective To investigate the clinical correlation between internal knee rotation and the association of injuries between anterolateral (ALL) and anterior cruciate (ACL) ligament.

Methods Thirty-eight knees of 19 fresh corpses (all males, mean age: 28-years-old) were evaluated by simulating physical examination through manual rotational tests at 90 degrees of flexion. Kirschner wires were placed in parallel in the femur and tibia, and measurements were obtained using a goniometer. The obtained data were compared against the intact ACL, then to progressive sections of the ACL, iliotibial tract, and anterolateral ligament.

Results Isolated release of the ACL induced an increase (+55.6%, $p < 0.001$) in internal rotation at 90 degrees of flexion, when compared to the internal rotation of the intact knee. After ACL release, associated release of the iliotibial tract (ITT) induced an increase (+31.6%, $p < 0.001$) in the internal rotation of the knee at 90 degrees of flexion, and a marked increase (+104%, $p < 0.001$) when compared to the ACL-intact knee. After ACL and ITT release, an additional ALL release induced a significant increase (+27.8%, $p < 0.001$) in the internal rotation of the knee at 90 degrees of flexion, and in comparison with the intact ACL knee (+162%, $p < 0.001$).

Conclusion There is an increase in internal rotation of the knee in the ACL injury. The association with ALL injury leads to a pronounced increase of internal rotation when compared to the uninjured knee. Therefore, the presence of pronounced internal knee rotation is a clinical sign of associated injury to these structures.

Keywords

- anterior cruciate ligament
- diagnosis
- knee joint
- range of motion, articular

Introdução

Estudos sobre a existência de uma estrutura ligamentar distinta na face anterolateral do joelho (LAL),[1,2] reacenderam a discussão sobre a instabilidade de rotação do joelho após a lesão do ligamento cruzado anterior (LCA). Em joelhos lesionados, a instabilidade provoca anteriorização da tíbia no plano anteroposterior e aumento da rotação interna do joelho.

Uma importante correlação entre a instabilidade rotacional e lesões de estruturas anterolaterais é evidente.[3] No entanto, ainda não se sabe qual estrutura tem papel mais importante. Historicamente, os cirurgiões consideram que o controle de rotação da tíbia assegura a estabilidade do joelho.[4]

Até o momento, porém, não há consenso sobre qual procedimento gera o melhor controle de rotação na reconstrução do LCA.[5,6] Revisões sistemáticas recentes concluíram que, em alguns casos, a combinação de reconstruções intra- e extra-articulares do LCA poderia melhorar a instabilidade da rotação.[7,8] A existência de um sinal clínico que pudesse melhorar a identificação da associação de lesões do LCA e do LAL ajudaria a identificação dos pacientes que se beneficiariam de reconstrução combinada.

Este estudo teve como objetivo determinar a medida da rotação interna do joelho que pudesse demonstrar claramente a associação entre o LCA e o LAL. Mais especificamente, esta investigação se concentrou na avaliação clínica para auxiliar os cirurgiões no diagnóstico dessas lesões associadas. Nossa hipótese era a possibilidade de definição clínica de uma lesão associada das estruturas anterolaterais do joelho, com insuficiência do LCA por meio da medida da rotação interna.

Materiais e Métodos

Um total de 19 cadáveres inteiros foram selecionados, compreendendo 38 joelhos sem evidência de lesão ligamentar, condral, ou meniscal, sendo a amplitude de movimento mínima de 0 a 130 graus. Todos os cadáveres foram obtidos no Instituto Médico Legal local de acordo com o protocolo aprovado pelo Comitê de Ética, sob o CAAE: 45087815.0.0000.5327. A idade média dos doadores foi de 28,42 anos (variação: 18–47). Todos os espécimes eram frescos, com menos de 18 horas após a morte, e nenhum havia sido previamente congelado.

Abordagem Cirúrgica

A dissecção de 38 joelhos de 19 cadáveres frescos utilizou um protocolo padronizado[9] para abordagem do LCA, do trato iliotibial (TIT) e do LAL de ambos os joelhos. Antes do experimento, realizamos a dissecção anatômica adequada das estruturas, começando com a remoção da pele das faces anteriores e anterolaterais do joelho, criando uma grande janela retangular. O TIT foi identificado (►**Fig. 1**) e uma artrotomia parapatelar medial liberou o tendão do quadríceps para expor a região intercondilar e o LCA. O viés produzido pela rigidez cadavérica foi evitado, uma vez que nem todos os espécimes tinham exatamente do mesmo tempo post mortem.

O membro inferior foi posicionado com o quadril flexionado a 45 graus, o joelho flexionado a 90 graus e o pé apoiado na mesa. Após a artrotomia parapatelar medial para identificação da região intercondilar femoral e das estruturas de interesse, antes do início do experimento, todos os espécimes foram avaliados quanto à presença de alguma lesão. Em

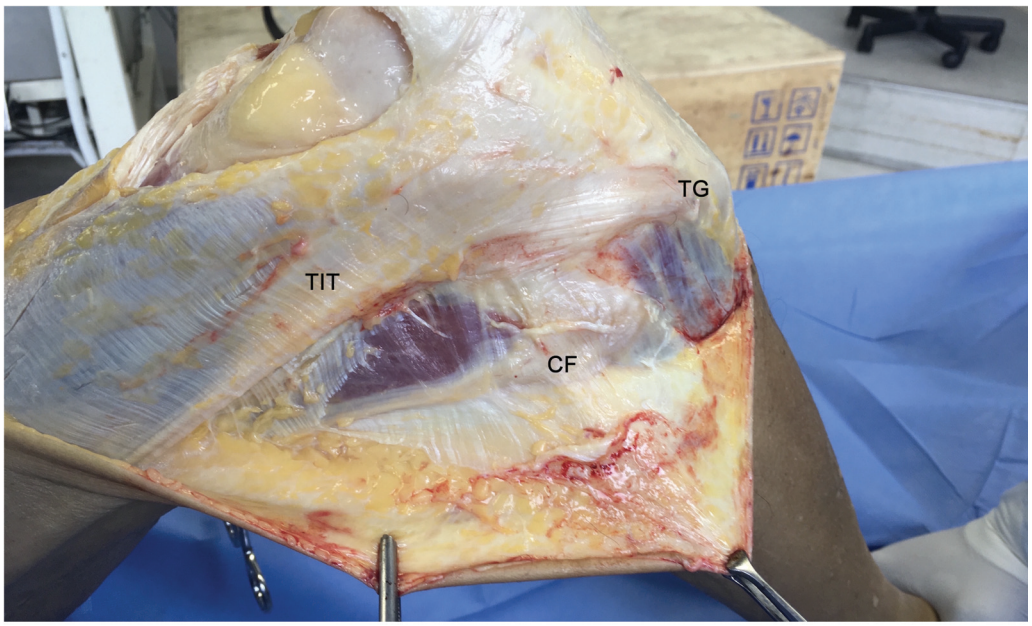


Fig. 1 Vista da face lateral do joelho direito após a remoção da pele nas superfícies anteriores e anterolaterais do joelho, criando uma grande janela retangular. O trato iliotibial (TIT) foi, então, identificado. **Abreviações:** CF, cabeça da fíbula; TG, tubérculo de Gerdy.

seguida, com os joelhos posicionados em 90 graus de flexão, dois fios de Kirschner 2.0 paralelos foram inseridos, um no teto intercondilar femoral e o outro na tuberosidade anterior da tíbia.

A abordagem foi estendida lateralmente, começando sobre o tubérculo de Gerdy e seguindo em sentido proximal sobre a coxa por 30 cm. Em seguida, foi realizada a liberação sequencial do LCA e das estruturas anterolaterais do joelho, iniciando no TIT e avançando para o LAL, conforme o protocolo experimental (►**Fig. 2**).

Experimento

Os dados cinemáticos foram obtidos com um goniômetro, que mediu o ângulo formado entre os dois fios de Kirschner previamente posicionados. No início do experimento, antes da secção ligamentar, determinamos a rotação interna máxima da tíbia em relação ao fêmur fixo a 90 graus de flexão. Um dinamômetro STC-02 (Mundial Comércio de Presentes Ltda.) foi utilizado para obter um padrão de força durante a rotação. Aplicamos tração máxima até o ponto em que a rotação foi contida pela ação ligamentar no joelho

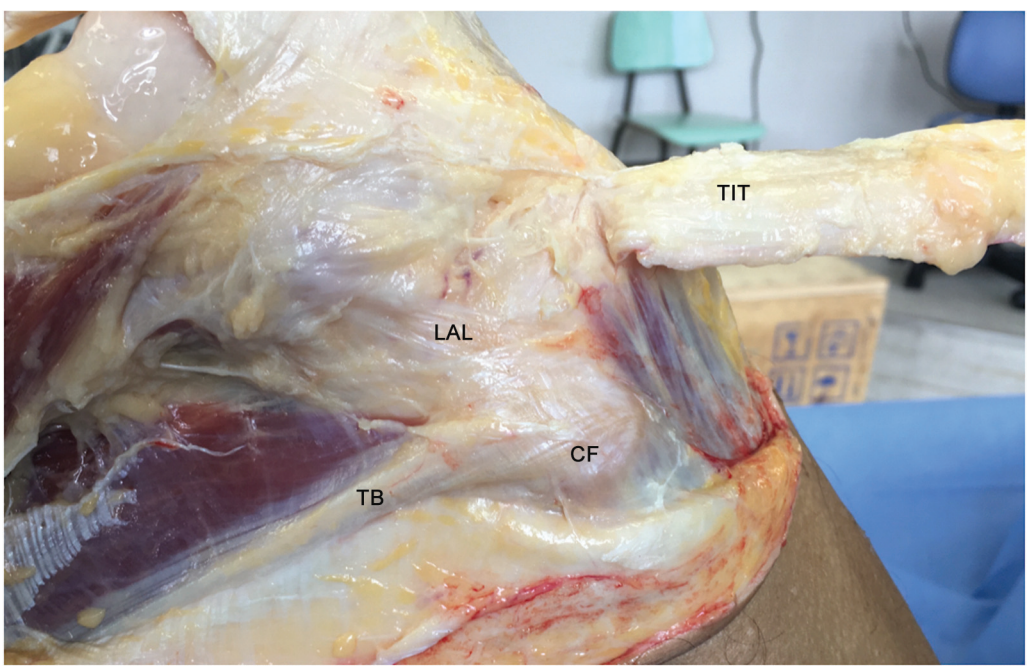


Fig. 2 Vista lateral do joelho direito. O trato iliotibial (TIT) é dissecado e rebatido anteriormente para expor o ligamento anterolateral (LAL). Isso permitiu o acesso ao LAL para sua identificação e secção durante o experimento. **Abreviações:** CF, cabeça da fíbula; TB, tendão do bíceps.

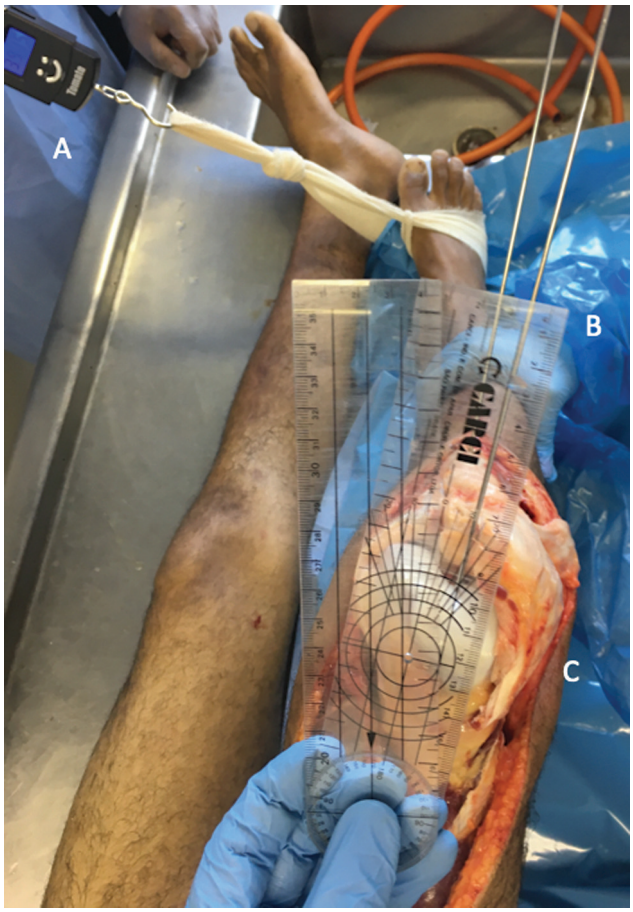


Fig. 3 Vista anterior do joelho direito, mostrando os fios de Kirschner posicionados, (**B**) um no teto do intercôndilo femoral e outro na tuberosidade anterior da tíbia. A rotação interna máxima foi (**A**) realizada com um dinamômetro e (**C**) medida com um goniômetro.

normal, antes das secções. Em seguida, registramos a leitura do dinamômetro para determinar a força máxima que poderia ser aplicada àquele espécime pelo restante do experimento. A força de rotação foi aplicada após cada liberação até a obtenção do mesmo valor que o joelho normal no dinamômetro. Isto controlou o viés de avaliação (►**Fig. 3**). As medidas foram obtidas assim que a rotação máxima foi atingida.

Com o joelho mantido a 90 graus, atingimos a rotação interna máxima e medimos o ângulo entre os dois fios de Kirschner com um goniômetro (PVC, 35 cm). Esses dados foram coletados em um grupo denominado "ligamento cruzado anterior intacto" (LCAI). Dando continuidade ao experimento, o LCA foi seccionado cirurgicamente (►**Fig. 4**) e as mesmas medidas foram obtidas e coletadas em um grupo denominado ligamento cruzado anterior com lesão (LCA L).

No estágio seguinte do experimento, o TIT foi submetido à secção cirúrgica proximal e refletido inferiormente (►**Fig. 2**). Os pesquisadores tiveram cuidado para não atingir seu sítio de inserção na tíbia.

As medidas foram obtidas com a mesma técnica já descrita e os dados foram coletados em um grupo denominado ligamento cruzado anterior com lesão e TIT com lesão (LCA L+TIT). Nesta etapa do procedimento, após a retração do

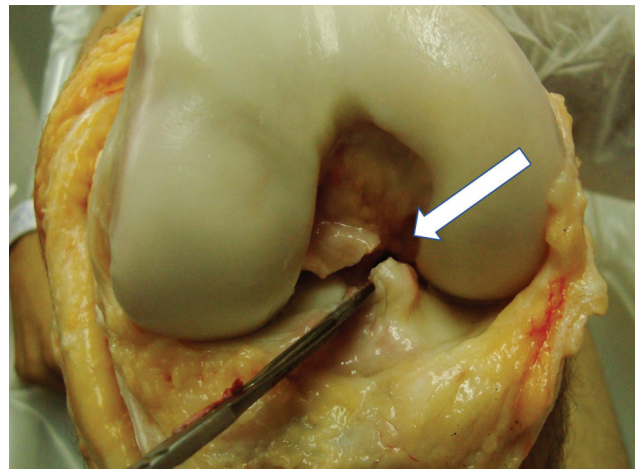


Fig. 4 Vista anterior do joelho direito em 90 graus de flexão. A seta branca mostra a secção do LCA com o bisturi. A seguir, a rotação interna da tíbia foi medida.

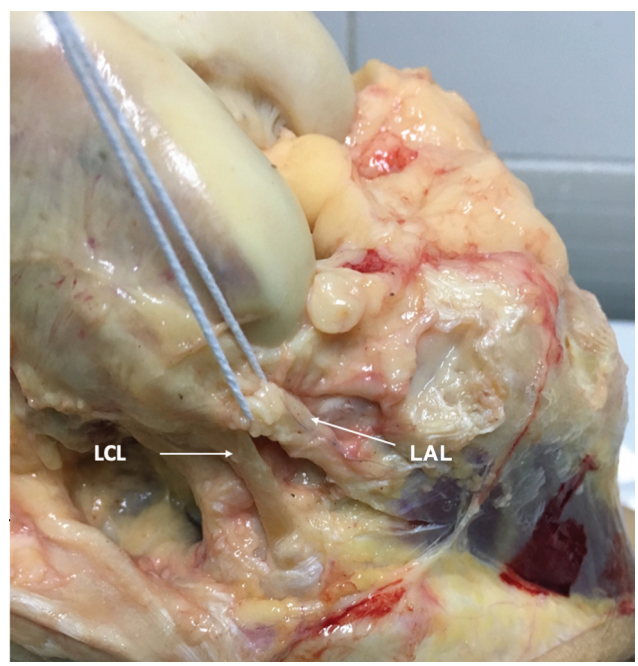


Fig. 5 Vista lateral do joelho direito após a dissecção, rebatimento anterior e remoção do trato iliotibial. O ligamento anterolateral (LAL) pode ser individualizado e dissecado, separando-o do ligamento cruzado lateral (LCL). Em seguida, o LAL foi seccionado e procedemos à mensuração da rotação interna da tíbia.

TIT, o LAL foi dissecado, aplicando-se força de varo e rotação interna em 30 e 60 graus de flexão para elicitar o efeito dessas estruturas como o LAL, sob tensão, descrito como a resistência ao movimento,[4] como pode ser visto na ►**Fig. 5**.

Após a exposição da área de interesse contendo o LAL, o ligamento colateral lateral (LCL) e o tendão poplíteo (TP) foram identificados (►**Fig. 6**). O LCL foi identificado por palpação de sua estrutura cilíndrica no sítio de inserção distal à cabeça da fíbula, logo acima da inserção do tendão do bíceps femoral. Em seguida, foi exposto em sentido posterior para evitar a ruptura de qualquer tecido no aspecto anterolateral. Para confirmar que nenhuma parte do LCL

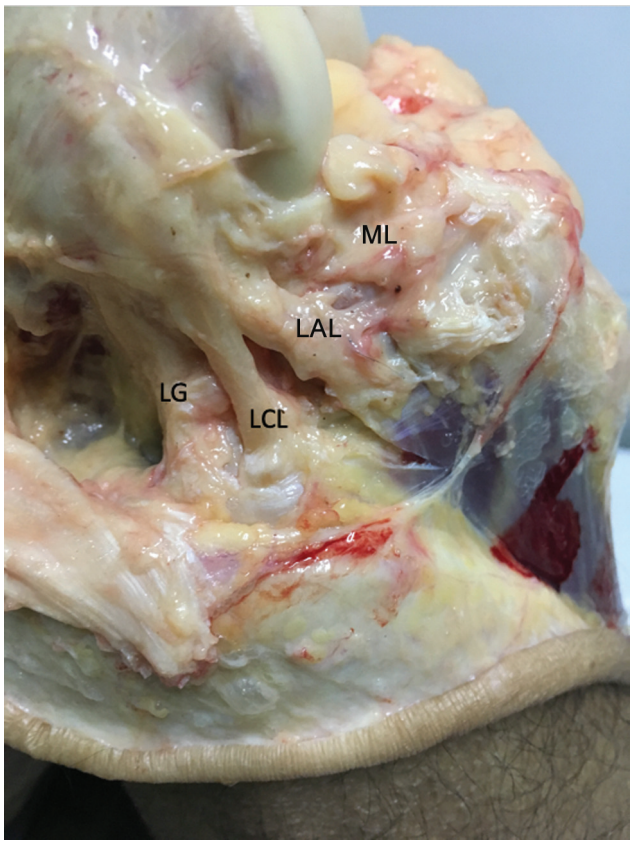


Fig. 6 Vista lateral do joelho direito mostrando as estruturas laterais da articulação. De trás para a frente, cabeça do gastrocnêmio lateral (LG), ligamento colateral lateral (LCL), ligamento anterolateral (LAL) e menisco lateral (ML). O tendão poplíteo não pode ser visualizado, pois fica abaixo do LCL e do LAL.

havia sido confundida com qualquer outra estrutura, ele foi completamente isolado de todas as outras estruturas circundantes, seguindo suas fibras de distal a proximal com um dissector rombo. Sob esse ligamento, o TP foi isolado e identificado por meio da tração do ligamento fibular poplíteo.

Após a identificação do LCL e do TP, o LAL foi reconhecido e confirmado pelo tensionamento de suas fibras e visualização de seus sítios de inserção femoral e tibial. Na etapa final do experimento, foi realizada a secção cirúrgica transversal do LCA e as medidas internas foram registradas, assim como nas etapas anteriores do experimento. Estes dados foram coletados em um grupo denominado ligamento cruzado anterior com lesão, trato iliotibial com lesão e ligamento anterolateral com lesão (LCA L + TIT + LAL). O procedimento experimental foi o mesmo nos dois joelhos.

Análise Estatística

As variáveis foram descritas como média e desvio padrão (DP). A comparação da amplitude de movimento entre os procedimentos foi feita por meio de análise de variância (ANOVA) para medidas repetidas, sendo complementada pelo teste post hoc de Bonferroni quando apropriado. O nível de significância adotado foi de 5% ($p < 0{,}05$) e as análises foram realizadas com o *software* the IBM SPSS Statistics for Windows (IBM Corp.), versão 21.0. O teste *t* para amostras pareadas comparou os valores médios das medidas de rotação interna com a presença de lesões do LCA e a adição de secções do LAL. Nesta análise, o nível de significância adotado foi de 1% ($p < 0{,}001$).

Resultados

O LAL foi identificado como uma estrutura anatômica distinta em todos os 38 espécimes, mas somente após a retração de todas as camadas do TIT a partir de seu sítio de inserção tibial distal. Em todos os 38 joelhos, a inserção do LAL no menisco lateral pôde ser identificada anatomicamente. A manipulação do menisco lateral em todas as direções mostrou que as fibras de inserção do LAL seguiam a mesma direção do menisco lateral durante sua movimentação. A inserção do LAL na tíbia estava, em média, a meio caminho entre o ponto médio do tubérculo de Gerdy e a inserção do LCL na cabeça da fíbula.

A secção isolada do LCA induziu um aumento significativo (+55,6%, $p < 0{,}001$) na rotação interna do joelho a 90 graus de flexão em comparação ao joelho intacto.

Após a secção do LCA, a associação da liberação do TIT induziu um aumento adicional da rotação interna do joelho a 90 graus de flexão (+31,6%, $p < 0{,}001$) e um aumento muito significativo (+104%, $p < 0{,}001$) quando comparado ao joelho intacto.

Após a secção do LCA e do TIT, a liberação adicional do LAL induziu um aumento significativo na rotação interna do joelho a 90 graus de flexão (+27,8%, $p < 0{,}001$) e quando comparado ao joelho com LCA intacto (+162%, $p < 0{,}001$).

Observou-se aumento significativo na rotação interna do joelho à medida que as secções ligamentares eram realizadas. A secção específica do LCA levou a um aumento de 55,6% na rotação interna média do joelho em relação ao fêmur em comparação à média do grupo com LCA intacto.

A adição da liberação do TIT aumentou a rotação interna média do joelho em até 102%. Por fim, após a secção do LAL, a rotação interna média do joelho aumentou ainda mais, em até 162%.

Houve diferença significativa entre as medidas médias de rotação interna ($21{,}13 \pm 3{,}68$) após a secção isolada do LCA em comparação à rotação interna média ($35{,}57 \pm 6{,}81$) obtida após a secção do LAL (►**Tabela 1**). Logo, essa associação gerou um aumento de 68,3% na rotação interna quando comparada às medidas após a secção isolada do LCA (►**Tabela 2**).

O grupo LCA L + TIT + LAL apresentou rotação interna média do joelho significativamente maior ($p < 0{,}001$) do que grupo LCAL (deficiência isolada do LCA).

Este experimento mostrou um aumento pronunciado na rotação interna do joelho após a lesão do LAL em joelhos com deficiência do LCA; sendo relacionado à liberação do LAL.

Discussão

As secções isoladas do LCA provocaram um aumento significativo da rotação interna do joelho a 90 graus de flexão em comparação a joelhos intacto. A liberação associada do TIT

Tabela 1 Diferenças de rotação após a secção seriada em 90 graus de flexão

Amplitude de movimento	LCA I	LCA L	LCA L + TIT	LCA L + TIT + LAL	*p*-value
	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP	
Rotação interna do joelho direito	13,6 ± 3,9	21,0 ± 3,8	27,4 ± 5,0	36,5 ± 7,4	< 0,001

Abreviações: DP, desvio-padrão; LCA I, ligamento cruzado anterior intacto; LCA L, ligamento cruzado anterior com lesão, LCA L + TIT, ligamento cruzado anterior com lesão e TIT com lesão; LCA L + TIT + LAL, ligamento cruzado anterior com lesão, trato iliotibial com lesão e ligamento anterolateral com lesão.
Nota: Diferença estatística em 5% segundo o teste *post hoc* de Bonferroni.

Tabela 2 Aumento da rotação interna do joelho após secções ligamentares sequenciais

Condição	Média ± DP		Deslocamento (%)
LCA I	13,57 ± 4,195		0
LCA L	21,13 ± 3,684		55,6
LCA L + TIT	27,81 ± 4,543		104
LCA L + TIT + LAL	35,57 ± 6,812		162

Abreviações: DP, desvio-padrão; LCA I, ligamento cruzado anterior intacto; LCA L, ligamento cruzado anterior com lesão, LCA L + TIT, ligamento cruzado anterior com lesão e TIT com lesão; LCA L + TIT + LAL, ligamento cruzado anterior com lesão, trato iliotibial com lesão e ligamento anterolateral com lesão.
Nota: Comparação de médias, desvios-padrão (DP) e porcentagem de deslocamento anterolateral da rotação interna entre os grupos.

em joelhos com insuficiência do LCA deficiente induziu mais um aumento significativo na rotação interna do joelho a 90 graus de flexão em comparação a joelhos LCA intacto, destacando sua relevância. A secção adicional do LAL aumentou significativamente a rotação interna do joelho.

Nosso estudo demonstrou que há um aumento significativo na rotação interna do joelho nos casos de insuficiência do LCA e do LAL e secção do TIT, sugerindo que não há uma estrutura específica que controle a rotação do joelho. No entanto, nossos resultados demonstram que a insuficiência do LAL aumenta a instabilidade rotacional em comparação às secções do LCA e do TIT. Sabe-se que as estruturas anterolaterais são importantes restrições à rotação interna do joelho,[4,10,11] atuando em sinergia com o LCA.[12]

O ruído produzido no teste de *pivot-shift* parece ter uma correlação fraca com a lesão do LCA e dessas estruturas.[13] Monaco et al.[13] foram os primeiros a levantar a hipótese da relevância do LAL e outras estruturas anterolaterais do joelho. Parsons et al.[14] demonstraram que a contribuição do LAL aumenta significativamente com a maior flexão do joelho, enquanto o LCA reduz sua contribuição também de maneira significativa. A contribuição do LAL supera a do LCA após 30 graus de flexão do joelho. Os autores concluíram que o LAL é um importante estabilizador da rotação interna do joelho após 35 graus de flexão. Sonnery-Cottet et al.[9] confirmaram e enfatizaram a participação do LAL no controle da rotação interna do joelho dentre as estruturas anterolaterais.

A ruptura do LCA desloca o eixo de rotação em direção ao compartimento medial do joelho, aumentando não só a translação anterior da tíbia sobre o fêmur, mas também a rotação interna do compartimento lateral.[10] Assim, um aumento significativo no recrutamento da estrutura anterolateral é necessário para restringir tal movimento. Os achados do nosso estudo confirmam esse fato, como mostra a ►**Tabela 1**. A insuficiência do controle rotatório pós-operatório, observado após a reconstrução clássica do LCA, pode ser causada pela modificação do centro de rotação do joelho, mas também pela associação com lesão das estruturas.[15]

Uma publicação recente relatou resultados promissores da reconstrução do LCA e do LAL em termos de desfechos clínicos e controle rotacional com acompanhamento superior a 2 anos.[16] Curiosamente, nessa série, a taxa de lesão do LCA contralateral (6,6%) foi semelhante à descrita na literatura, mas a taxa de ruptura do enxerto do LCA associada à reconstrução do LAL (1,1%) foi menor do que as já publicadas,[17–19] demonstrando que tal associação pode ser extremamente benéfica em alguns casos.

Em relação às restrições primárias e secundárias, a insuficiência de restrição primária recruta estruturas secundárias para resistir às forças externas e estabilizar o movimento articular. Em um estudo sobre o LAL, Dodds et al.[20] demonstraram que a rotação interna da tíbia em relação ao fêmur aumenta a distância entre suas inserções nesse ligamento, levando a estreitamento. Os autores relataram que a persistência da instabilidade rotacional após a reconstrução do LCA pode ser provocada por falha na correção da insuficiência das estruturas anterolaterais. Nosso estudo demonstrou que, em joelhos com secção do LCA (21,13 ± 4,19), ou seja, com instabilidade rotacional anterolateral simples, a liberação adicional do LAL (35,57 ± 6,81) aumentou significativamente a rotação interna ($p < 0,001$).

Este estudo apresenta algumas limitações. A sequência de secções pode ter super- ou subestimado a estabilidade individual de cada componente devido às interações entre essas estruturas anatômicas, que não puderam ser avaliadas apenas pela técnica de dissecção. O método de medição não é eletronicamente preciso para coleta de dados (como a navegação). No entanto, todas as medidas foram submetidas a um protocolo de execução rígido e sempre realizadas pelo mesmo pesquisador. Não isolamos ou testamos as fibras de Kaplan do TIT, nem testamos as rotações com diferentes torques de força. Portanto, nossos resultados podem depender das cargas aplicadas a essas estruturas.

Apesar da dissecção meticulosa do TIT, o LAL pode ter sido sofrido lesão, o que modificaria os resultados. Não testamos a secção isolada porque isso não ocorre clinicamente. A associação entre a liberação do LAL e do LCA não foi avaliada por ainda não ser possível. Isto se deve à impossibilidade de

isolamento do LAL para realizar sua secção sem antes retrair o TIT, seguindo rigorosamente a técnica de dissecção, como bem discutido por Sonnery-Cottet et al.[9]

Conclusão

A lesão do LCA aumenta a rotação interna do joelho. Há uma correlação entre a lesão do LCA e do LAL, causando um aumento pronunciado da rotação interna em comparação ao joelho não lesionado (acima de 100%). Portanto, a presença de rotação interna pronunciada do joelho é um sinal clínico de lesão associada dessas estruturas, o que pode auxiliar os cirurgiões no diagnóstico e orientar tratamentos mais adequados.

Suporte Financeiro
Os autores declaram que não receberam suporte financeiro de agências dos setores público, privado ou sem fins lucrativos para a realização deste estudo.

Conflito de Interesses
Os autores não têm conflito de interesses a declarar.

Referências

1 Claes S, Vereecke E, Maes M, Victor J, Verdonk P, Bellemans J. Anatomy of the anterolateral ligament of the knee. J Anat 2013; 223(04):321–328. Doi: 10.1111/joa.12087
2 Helito CP, Demange MK, Bonadio MB, et al. Anatomy and Histology of the Knee Anterolateral Ligament. Orthop J Sports Med 2013;1 (07):2325967113513546. Doi: 10.1177/2325967113513546
3 Monaco E, Maestri B, Labianca L, et al. Navigated knee kinematics after tear of the ACL and its secondary restraints: preliminary results. Orthopedics 2010;33(10 Suppl)87–93. Doi: 10.3928/01477447-20100510-58
4 Hughston JC, Andrews JR, Cross MJ, Moschi A. Classification of knee ligament instabilities. Part II. The lateral compartment. J Bone Joint Surg Am 1976;58(02):173–179
5 Anderson AF, Snyder RB, Lipscomb AB Jr. Anterior cruciate ligament reconstruction. A prospective randomized study of three surgical methods. Am J Sports Med 2001;29(03):272–279. Doi: 10.1177/03635465010290030201
6 Meredick RB, Vance KJ, Appleby D, Lubowitz JH. Outcome of single-bundle versus double-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament: a meta-analysis. Am J Sports Med 2008;36 (07):1414–1421. Doi: 10.1177/0363546508317964
7 Hewison CE, Tran MN, Kaniki N, Remtulla A, Bryant D, Getgood AM. Lateral Extra-articular Tenodesis Reduces Rotational Laxity When Combined with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review of the Literature. Arthroscopy 2015;31 (10):2022–2034. Doi: 10.1016/j.arthro.2015.04.089
8 Rezende FC, de Moraes VY, Martimbianco AL, Luzo MV, Franciozi CEdS, Belloti JC. Does Combined Intra- and Extraarticular ACL Reconstruction Improve Function and Stability? A Meta-analysis. Clin Orthop Relat Res 2015;473(08):2609–2618. Doi: 10.1007/s11999-015-4285-y
9 Sonnery-Cottet B, Lutz C, Daggett M, et al. The Involvement of the Anterolateral Ligament in Rotational Control of the Knee. Am J Sports Med 2016;44(05):1209–1214. Doi: 10.1177/0363546515625282
10 Amis AA, Bull AMJ, Lie DTT. Biomechanics of rotational instability and anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. Oper Tech Orthop 2005;15(01):29–35. Doi: 10.1053/j.oto.2004.10.009
11 Müller W. The Knee: Form, Function, and Ligament Reconstruction. New York: Springer Verlag; 1982. XVIII, 314 p Doi: 10.1007/978-3-642-61763-8
12 Lane JG, Irby SE, Kaufman K, Rangger C, Daniel DM. The anterior cruciate ligament in controlling axial rotation. An evaluation of its effect. Am J Sports Med 1994;22(02):289–293. Doi: 10.1177/036354659402200222
13 Monaco E, Maestri B, Conteduca F, Mazza D, Iorio C, Ferretti A. Extra-articular ACL Reconstruction and Pivot Shift: In Vivo Dynamic Evaluation with Navigation. Am J Sports Med 2014;42(07): 1669–1674. Doi: 10.1177/0363546514532336
14 Parsons EM, Gee AO, Spiekerman C, Cavanagh PR. The biomechanical function of the anterolateral ligament of the knee. Am J Sports Med 2015;43(03):669–674. Doi: 10.1177/0363546514562751
15 Amis AA, Scammell BE. Biomechanics of intra-articular and extra-articular reconstruction of the anterior cruciate ligament. J Bone Joint Surg Br 1993;75(05):812–817. Doi: 10.1302/0301-620X.75B5.8376447
16 Sonnery-Cottet B, Thaunat M, Freychet B, Pupim BH, Murphy CG, Claes S. Outcome of a Combined Anterior Cruciate Ligament and Anterolateral Ligament Reconstruction Technique with a Minimum 2-Year Follow-up. Am J Sports Med 2015;43(07):1598–1605. Doi: 10.1177/0363546515571571
17 Hettrich CM, Dunn WR, Reinke EK, Spindler KPMOON Group. The rate of subsequent surgery and predictors after anterior cruciate ligament reconstruction: two- and 6-year follow-up results from a multicenter cohort. Am J Sports Med 2013;41(07):1534–1540. Doi: 10.1177/0363546513490277
18 Webster KE, Feller JA, Leigh WB, Richmond AK. Younger patients are at increased risk for graft rupture and contralateral injury after anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med 2014;42(03):641–647. Doi: 10.1177/0363546513517540
19 Wright RW, Magnussen RA, Dunn WR, Spindler KP. Ipsilateral graft and contralateral ACL rupture at five years or more following ACL reconstruction: a systematic review. J Bone Joint Surg Am 2011;93(12):1159–1165. Doi: 10.2106/JBJS.J.00898
20 Dodds AL, Halewood C, Gupte CM, Williams A, Amis AA. The anterolateral ligament: Anatomy, length changes and association with the Segond fracture. Bone Joint J 2014;96-B(03):325–331. Doi: 10.1302/0301-620X.96B3.33033

Determinação do posicionamento da linha articular do joelho por meio das distâncias bicondilar femoral e epicondilar na população brasileira

Determination of Knee Joint Line Positioning by Femoral Bicondylar and Epicondylar Distances in the Brazilian Population

Leonardo Augusto Melo de Andrade[1] Márcio de Castro Ferreira[2,3]
Carlos Eduardo da Siveira Franciozi[2,3] Enzo Salviato Mameri[2] Marcelo Seiji Kubota[2]
Marcus Vinícius Malheiros Luzo[2]

[1] Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil
[2] Grupo de Cirurgia do Joelho do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil
[3] HCor, São Paulo, SP, Brasil

Endereço para correspondência Márcio de Castro Ferreira, Rua Botucatu, 740, Vila Clementino, 04023-901, São Paulo, SP, Brasil (e-mail: leonardomandrade2002@gmail.com).

Rev Bras Ortop 2025;60(4):s00451811629.

Resumo

Objetivo Determinar o posicionamento da altura da linha articular de joelhos a partir das referências anatômicas da distância do eixo bicortical condilar femoral e das distâncias epicondilares medial e lateral na população brasileira.

Métodos Foram analisados 500 exames de ressonância magnética de joelhos de 250 mulheres e 250 homens submetidos às mensurações das medidas do eixo bicortical condilar (EBC), da distância da altura articular do epicôndilo medial (DEM) e da distância do epicôndilo lateral (DEL).

Resultados A média de idade dos pacientes analisados foi de 50,91 ± 14,76 anos. A distância média do EBC foi 72,11 ± 5,93mm. As DEMs e DELs médias foram 33,39 ± 3,50mm e 26,32 ± 4,08mm. As fórmulas encontradas para estimar a distância da linha articular a partir do epicôndilo medial e lateral nos homens foram DEM = 0,4618 x EBC e DEL = 0,3615 x EBC e, nas mulheres, DEM = 0,4653 x EBC e DEL = 0,3767 x EBC para intervalo de confiança de 95%.

Conclusão A distância do EBC femoral pode ser usada como referência para a determinação do posicionamento da linha articular a partir das distâncias dos epicôndilos femorais medial e lateral.

Palavras-chave
- artroplastia do joelho
- osteoartrite
- procedimentos ortopédicos
- prótese de joelho
- próteses e implantes

Trabalho desenvolvido no Grupo de Cirurgia do Joelho do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil.

recebido
13 de março de 2025
aceito
09 de junho de 2025

DOI https://doi.org/10.1055/s-0045-1811629.
ISSN 0102-3616.

© 2025. The Author(s).
This is an open access article published by Thieme under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International License, permitting copying and reproduction so long as the original work is given appropriate credit (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

Thieme Revinter Publicações Ltda., Rua Rego Freitas, 175, loja 1, República, São Paulo, SP, CEP 01220-010, Brazil

Abstract

Objective To determine the positioning of the knee joint line height based on anatomical references, that is, the distance of the femoral condylar bicortical axis and the medial and lateral epicondylar distances in the Brazilian population.

Methods We analyzed 500 magnetic resonance imaging tests of the knees of 250 women and 250 men to measure the condylar bicortical axis (CBA) and the distance of the joint height to the medial epicondyle (MED) and to the lateral epicondyle (LED).

Results The mean age of the patients was 50.91 years old, with a standard deviation (SD) of $\pm$ 14.76. The mean CBA distance was 72.11 $\pm$ 5.93mm. The mean MED and LED values were 33.39 $\pm$ 3.50mm and 26.32 $\pm$ 4.08mm, respectively. The formulas to estimate the distance of the joint line from the medial and lateral epicondyles were MED = 0.4618 x CBA and LED = 0.3615 x CBA for male subjects and MED = 0.4653 x CBA and LED = 0.3767 x CBA for female subjects using a 95% confidence interval.

Conclusion The distance to the femoral CBA can be a reference for determining the joint line positioning from the distances of the medial and lateral femoral epicondyles.

Keywords

- arthroplasty, replacement, knee
- knee prosthesis
- osteoarthritis
- orthopedic procedures
- prostheses and implants

Introdução

A artroplastia total de joelho (ATJ) é a cirurgia padrão-ouro para o tratamento da gonartrose em pacientes que não respondem ao tratamento medicamentoso e fisioterápico. É um procedimento em crescimento mundial[1,2] e, ao mesmo tempo que as ATJ primárias aumentam, as taxas de revisões de artroplastias também acompanham o crescimento. Nos Estados Unidos, as revisões de ATJ correspondem a $\sim$ 10% dos números de artroplastias primárias.[1]

Revisões de ATJ são cirurgias desafiadoras para os cirurgiões devido à complexidade provocada pela perda óssea associada às insuficiências ligamentares. Uma dificuldade primária é a determinação da altura da linha articular (LA) diante das perdas ósseas existentes. Restaurar o posicionamento da LA fisiológica é um dos princípios importantes na ATJ de revisão para melhorar a amplitude de movimento, otimizar o funcionamento do mecanismo extensor e manter a cinemática normal do joelho.[3]

Muitos autores estudaram métodos estimados para definir a LA utilizando marcadores anatômicos como a cabeça da fíbula, a tuberosidade tibial e as distâncias epicondilares.[3,4] É preciso destacar que estudos em determinados grupos populacionais podem divergir em seus aspectos anatômicos do joelho de outros grupos étnicos.[5–7]

Neste contexto, o objetivo do presente estudo foi analisar uma razão constante entre os marcadores anatômicos do joelho: distância do epicôndilo medial clínico (DEM), distância do epicôndilo lateral (DEL) e eixo bicortical condilar (EBC) para facilitar o cirurgião a estimar o posicionamento da linha articular em procedimentos de revisões de ATJ na população brasileira.

Materiais e Métodos

O presente estudo foi aprovado pelo comitê de ética da Universidade Federal de São Paulo sob o número CAAE-83009724.5.0000.5505. Foram selecionados de maneira aleatória e anônima 500 exames de ressonância magnética (RM) de joelhos de 250 mulheres e 250 homens.

O critério de inclusão foi pacientes de ambos os sexos esqueleticamente maduros.

Os critérios de exclusão foram exames com deformidade morfológica óssea do joelho (osteófitos), exames com dispositivos médicos implantáveis e evidência de fratura articular prévia.

Os pacientes elegíveis foram identificados no banco de imagens de RM da instituição disponíveis em sua plataforma e no software Clinical Collaboration Platform (Carestream Health). No caso de pacientes com exames bilaterais, foi incluído para análise apenas o joelho direito.

As mensurações das DEM e DEL da linha articular femoral foram avaliadas em cortes coronais em sequência T2 e a distância do EBC foi mensurada em cortes axiais em sequência T2 de RMs no próprio software e mensuradas em milímetros (mm):

- Distância do EBC: a 15mm anterior à linha articular posterior à distância do eixo bicortical mediolateral femoral foi avaliada no nível do aparecimento dos dois epicôndilos femorais no corte axial de RM (►**Fig. 1.1**).
- DEM femoral: distância do ponto mais proximal e proeminente da crista do epicôndilo medial clínico até o ponto articular distal do côndilo femoral medial observado no corte coronal de RM (►**Fig. 1.2**).
- DEL femoral: distância do ponto mais proximal e proeminente do epicôndilo lateral da crista epicondilar até o ponto articular distal do côndilo femoral lateral observado no corte coronal de RM (►**Fig. 1.3**).

Todas as mensurações foram realizadas por um único cirurgião de joelho duas vezes e em dias diferentes. Foram computadas somente as mensurações que apresentaram variação < 10% na análise intraobservador.

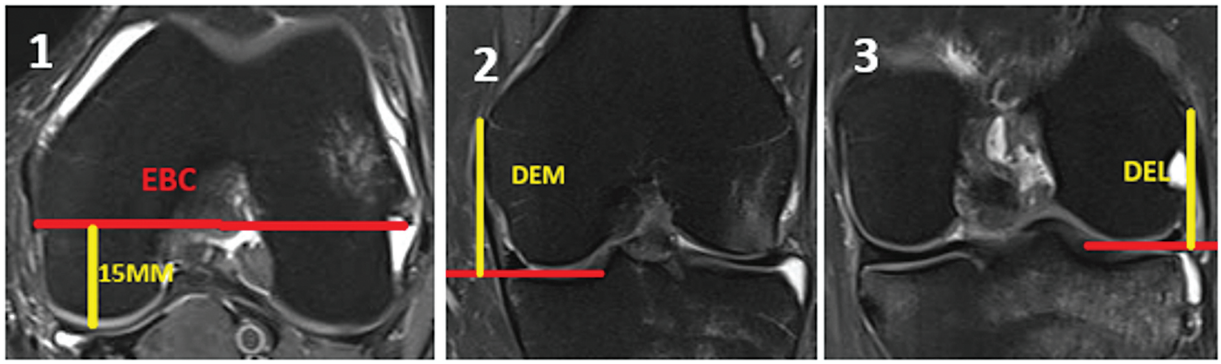


Fig. 1 A Fig. 1.1 expressa a mensuração da distância do eixo bicortical condilar; a Fig. 1.2 demonstra a distância epicondilar medial à linha articular e a Fig.1.3 demonstra a distância epicondilar lateral à linha articular.

As avaliações epidemiológicas como idade, sexo e distâncias morfológicas ósseas obtidas foram submetidas a análise estatística de média e desvio padrão (DP).

A metodologia de amostra e os cálculos das amostras foram determinados para um intervalo de confiança (IC) de 95%.

Para cada um dos 500 pares de valores da DEL *versus* EBC e DEM *versus* EBC, foram calculadas razões para o sexo masculino e feminino separadamente:

$$RepL = \frac{DEL}{EBC}$$

$$RepM = \frac{DEM}{EBC}$$

Resultados

A média etária dos pacientes analisados foi de 50,91 ± 14,76 anos. A média de idade para o sexo masculino foi de 48,82 ± 15,43 anos e 53,01 ± 13,73 anos para o sexo feminino. A média de distância do EBC foi 72,11 ± 5,93mm, sendo 76,21 ± 4,83mm para os homens e 68,00 ± 3,64mm e para as mulheres. As DEM e DEL médias foram 33,39 ± 3,50mm e 26,32 ± 4,08mm, sendo para o sexo masculino de 35,20 ± 3,15mm e 27,11 ± 4,60mm e para o sexo feminino 31,58 ± 2,86mm e 25,53 ± 3,25mm (►**Tabela 1**).

A razão obtida no sexo feminino para o epicôndilo lateral foi de IC95% = 0,3720–0,3815 com margem de erro de ± 0,0048; já a razão obtida para o epicôndilo medial foi de IC95% = 0,4599–0,4707, com margem de erro de ± 0,0054.

A razão obtida no sexo masculino para o epicôndilo lateral foi de IC95% = 0,3559–0,3671, com margem de erro de ± 0,0056, e para o epicôndilo medial foi de IC95% = 0,4568–0,4668, com margem de erro de ± 0,0050. Neste cenário, há evidências de que a verdadeira razão entre o epicôndilo lateral ou medial e a distância EBC está, com 95% de confiança, nos intervalos supracitados.

Desta forma, foram estabelecidas as seguintes fórmulas para o determinar a linha articular em relação aos EBC, DEM e DEL:

$$\text{Masculino: } DEL = 0{,}3615\ x\ EBC$$

$$DEM = 0{,}4618\ x\ EBC$$

$$\text{Feminino: } DEL = 0{,}3767\ x\ EBC$$

$$DEM = 0{,}465\ x\ EBC$$

Discussão

A relação das referências anatômicas epicondilares e distância biepicondilar do joelho como potencial de serem utilizadas na parametrização e determinação do posicionamento da linha articular femoral se apresentou satisfatória em joelhos da população brasileira com razões métricas adequadas em ambos os sexos.

Em procedimentos de ATJ de revisão, a manutenção da altura articular é uma condição fundamental para preservação da funcionalidade biomecânica do joelho no pós-operatório, de forma a garantir, com êxito, uma boa mobilidade e

Tabela 1 Dados epidemiológicos e antropomorfológicos dos joelhos com pacientes, idade, eixo bicortical condilar, distância epicôndilo medial à linha articular, e distância epicôndilo lateral à linha articular

	Total (média ± DP)	Masculino (média ± DP)	Feminino (média ± DP)
Pacientes	500	250	250
Idade (anos)	50,91 ± 14,76	48,82 ± 15,43	53,01 ± 13,73
EBC (mm)	72,11 ± 5,93	76,21 ± 4,83	68,00 ± 3,64
DEM (mm)	33,39 ± 3,50	35,20 ± 3,15	31,58 ± 2,86
DEL (mm)	26,32 ± 4,08	27,11 ± 4,60	25,53 ± 3,25

Abreviações: DEL, distância epicôndilo lateral à linha articular; DEM, distância epicôndilo medial à linha articular; DP, desvio padrão; EBC, eixo bicortical condilar.

estabilidade articular do paciente. No entanto, as dificuldades técnicas para determinar esta referência anatômica é relevante devido às perdas ósseas. Quando o posicionamento da linha articular é sacrificado cirurgicamente, há um maior risco de comprometimento biomecânico articular e este fato está associado a desgaste, sobrecarga e instabilidade patelar seja por frouxidão ligamentar ou tensão excessiva,[8–10] sendo que a modificação de posicionamento da LA em 8mm está associada a alterações funcionais significativas e com piores desfechos clínicos de seguimento pós-operatório.[11,12]

Neste sentido, foram descritos estudos que se propuseram a investigar a relação entre a linha articular e estruturas anatômicas como referência, a fim de estabelecer parâmetros intraoperatórios para se identificar a LA com os epicôndilos laterais e mediais, estruturas destacadas e fundamentais para tal propósito, demonstrando uma boa e precisa relação entre tais marcações anatômicas para esta finalidade.[3,4] Contudo, não identificamos estudos na literatura que buscaram estabelecer estes parâmetros específicos para a população brasileira.

Ressalta-se que diversas populações mundiais, como caucasianos, estado-unidenses, asiáticos e europeus têm apresentado resultados variáveis para os aspectos morfológicos dos joelhos, demonstrando que as características anatômicas podem divergir em algum grau das relações anatômicas de diversas populações étnicas,[6,13–16] e por estes achados é fundamental que populações miscigenadas, como a brasileira, tenha seus parâmetros articulares analisados para aumentar a confiança dos dados morfológicos articulares. A importância da realização de estudos em populações específicas se pauta na diversidade étnica mundial e em suas potenciais influências em características anatômicas populacionais. Desta forma, o presente estudo atribui aos cirurgiões brasileiros uma alternativa de aprimoramento de posicionamento do componente femoral, principalmente nas ATJ de revisão, a fim de contribuir com mais um potencial parâmetro de acurácia para se estimar a LA.

No presente estudo, optou-se por avaliar a relação do posicionamento da LA baseado em parâmetros anatômicos evidentes – epicôndilos durante uma ATJ de revisão em imagens de RM devido à maior facilidade para a identificação anatômica destes e mensurações das distâncias epicondilares se comparado a radiografias simples. A distância bicondilar é facilmente observada durante a cirurgia, ainda que os pontos proeminentes dos epicôndilos possam proporcionar alguma dificuldade de identificação acurada, ainda assim possível de se mapear intraoperatoriamente.

Os resultados encontrados demonstraram que é possível aplicar um multiplicador constante às distâncias EBC durante a cirurgia de ATJ com perdas ósseas a fim de se estimar, através dos epicôndilos mediais e ou laterais, o posicionamento da LA com IC95%, agregando maior acurácia e segurança ao cirurgião quando analisada a população brasileira. Observou-se que, em média, a DEM se apresentou mais proximal à DEL em 27% para o sexo masculino e em 23% para o sexo feminino. A existência de dois parâmetros de estimativa da LA baseado nos epicôndilos pode aumentar a acurácia cirúrgica para esta determinação, já que, a depender das características anatômicas de cada paciente e das dificuldades de acesso articular imputada pelas vias de acesso cirúrgicas, é possível que um determinado epicôndilo seja mais factível para identificação do que o outro.

A obtenção da posição da LA a partir do epicôndilo medial é um fato bem estudado e sedimentado na literatura vigente e sugere distâncias fixas entre 23mm e 35mm, dependendo das relações biotípicas dos pacientes.[3,4,17] Outros autores avaliaram o posicionamento da LA a partir da cabeça da fíbula e encontraram relação de 4mm a 22mm, sendo demonstrado que o parâmetro de menor variabilidade é a referência epicondilar quando comparada à cabeça da fíbula para a mesma finalidade.[3,4,18,19] Rajagopal et al.[8] estudaram a relação de proporcionalidade entre a distância interepicondilar e os epicôndilos até a superfície articular, que se demonstrou constante na população inglesa, concluindo que esta medida pode ser usada para prever a posição da altura da linha articular.

Os resultados do presente estudo possuem limitações e devem ser analisados com senso crítico pelo leitor. Não foram analisados os perfis biométricos de altura e peso dos pacientes a fim de compreender se as divergências anatômicas da população podem estar relacionadas a outras características biotípicas. Não foram analisados os perfis de miscigenação das amostras para determinar se os grupos estudados poderiam ter vieses de raça ou cor. Os cortes ósseos parametrizados no estudo radiológico podem não corresponder aos realizados por um cirurgião a depender das condições cirúrgicas, tais como hipoplasias ou defeitos ósseos, fato que poderia agregar viés de transposição dos resultados encontrados para estes casos.

Conclusão

A distância do eixo bicortical condilar femoral pode ser usado como referência para a determinação do posicionamento da LA a partir das distâncias dos epicôndilos femorais medial e lateral.

Contribuições dos Autores

LAMA: validação, visualização, escrita do rascunho original, escrita e revisão e edição, conceptualização, curadoria de dados, análise formal, investigação, metodologia, validação e visualização; MCF: orientação, validação, visualização, escrita do rascunho original, escrita e revisão e edição, conceptualização, curadoria de dados, análise formal, investigação, metodologia, validação e visualização; CESF: incentivo da pesquisa, validação, revisão e visualização; ESM: validação, revisão e edição, conceptualização, curadoria de dados e visualização; MSK: validação, revisão e edição, conceptualização e visualização; MVML: incentivo da pesquisa, validação, revisão e edição, conceptualização e visualização.

Suporte Financeiro

Os autores declaram que não receberam suporte financeiro de agências dos setores público, privado ou sem fins lucrativos para a realização deste estudo.

Conflito de Interesses

Os autores declaram conflito de interesses para os fabricantes de implantes Johnson & Johnson, Smith & Nephew e Zimmer.

Referências

1 Delanois RE, Mistry JB, Gwam CU, Mohamed NS, Choksi US, Mont MA. Current Epidemiology of Revision Total Knee Arthroplasty in the United States. J Arthroplasty 2017;32(09):2663–2668. Doi: 10.1016/j.arth.2017.03.066

2 Ferreira MC, Oliveira JCP, Zidan FF, Franciozi CEDS, Luzo MVM, Abdalla RJ. Total knee and hip arthroplasty: the reality of assistance in Brazilian public health care. Rev Bras Ortop 2018;53(04): 432–440. Doi: 10.1016/j.rboe.2018.05.002

3 Laskin RS. Joint line position restoration during revision total knee replacement. Clin Orthop Relat Res 2002;(404):169–171. Doi: 10.1097/00003086-200211000-00029

4 Servien E, Viskontas D, Giuffrè BM, Coolican MR, Parker DA. Reliability of bony landmarks for restoration of the joint line in revision knee arthroplasty. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2008;16(03):263–269. Doi: 10.1007/s00167-007-0449-y

5 Han H, Oh S, Chang CB, Kang SB. Anthropometric difference of the knee on MRI according to gender and age groups. Surg Radiol Anat 2016;38(02):203–211. Doi: 10.1007/s00276-015-1536-2

6 Ha CW, Na SE. The correctness of fit of current total knee prostheses compared with intra-operative anthropometric measurements in Korean knees. J Bone Joint Surg Br 2012;94(05): 638–641. Doi: 10.1302/0301-620X.94B5.28824

7 Uehara K, Kadoya Y, Kobayashi A, Ohashi H, Yamano Y. Anthropometry of the proximal tibia to design a total knee prosthesis for the Japanese population. J Arthroplasty 2002;17(08):1028–1032. Doi: 10.1054/arth.2002.35790

8 Rajagopal TS, Nathwani D. Can interepicondylar distance predict joint line position in primary and revision knee arthroplasty? Am J Orthop 2011;40(04):175–178

9 Yoshii I, Whiteside LA, White SE, Milliano MT. Influence of prosthetic joint line position on knee kinematics and patellar position. J Arthroplasty 1991;6(02):169–177. Doi: 10.1016/s0883-5403(11)80013-6

10 Martin JW, Whiteside LA. The influence of joint line position on knee stability after condylar knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 1990;(259):146–156

11 Figgie HE 3rd, Goldberg VM, Heiple KG, Moller HS 3rd, Gordon NH. The influence of tibial-patellofemoral location on function of the knee in patients with the posterior stabilized condylar knee prosthesis. J Bone Joint Surg Am 1986;68(07):1035–1040

12 Partington PF, Sawhney J, Rorabeck CH, Barrack RL, Moore J. Joint line restoration after revision total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 1999;(367):165–171. Doi: 10.1097/00003086-199910000-00020

13 Mahfouz M, Abdel Fatah EE, Bowers LS, Scuderi G. Three-dimensional morphology of the knee reveals ethnic differences. Clin Orthop Relat Res 2012;470(01):172–185. Doi: 10.1007/s11999-011-2089-2

14 Urabe K, Mahoney OM, Mabuchi K, Itoman M. Morphologic differences of the distal femur between Caucasian and Japanese women. J Orthop Surg (Hong Kong) 2008;16(03):312–315. Doi: 10.1177/230949900801600309

15 McNamara CA, Hanano AA, Villa JM, Huaman GM, Patel PD, Suarez JC. Anthropometric Measurements of Knee Joints in the Hispanic Population. J Arthroplasty 2018;33(08):2640–2646. Doi: 10.1016/j.arth.2018.03.052

16 Hussain F, Abdul Kadir MR, Zulkifly AH, et al. Anthropometric measurements of the human distal femur: a study of the adult Malay population. Biomed Res Int 2013;2013:175056. Doi: 10.1155/2013/175056

17 Stiehl JB, Abbott BD. Morphology of the transepicondylar axis and its application in primary and revision total knee arthroplasty. J Arthroplasty 1995;10(06):785–789. Doi: 10.1016/s0883-5403(05)80075-0

18 Mason M, Belisle A, Bonutti P, Kolisek FR, Malkani A, Masini M. An accurate and reproducible method for locating the joint line during a revision total knee arthroplasty. J Arthroplasty 2006; 21(08):1147–1153. Doi: 10.1016/j.arth.2005.08.028

19 Tantavisut S, Amarase C, Ngarmukos S, Tanavalee C, Tanavalee A. Knee joint line related to bony landmarks of the knee: a radiologic study in a Thai population. Knee Surg Relat Res 2022;34(01):5. Doi: 10.1186/s43019-022-00135-5

Recuperação da flexão do cotovelo e função respiratória em pacientes com lesão traumática total do plexo braquial tratados com transferência do nervo frênico

Elbow Flexion Recovery and Respiratory Function in Total Traumatic Brachial Plexus Injury Patients Treated with Phrenic Nerve Transfer

Giovanni V.C. Guedes[1] Rogério R. Visconti[1] Rudolf N. Kobig[1] João A. M. Guimarães[1] Conrado T. Laett[1]

[1] Laboratório de Pesquisa Neuromuscular, Divisão de Ensino e Pesquisa, Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia Jamil Haddad, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

Rev Bras Ortop 2025;60(4):s00451811931.

Endereço para correspondência Conrado Torres Laett, PhD, Laboratório de Pesquisa Neuromuscular, Divisão de Ensino e Pesquisa, Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia Jamil Haddad, Avenida Brasil, 500, Rio de Janeiro, RJ, 20940–070, Brasil (e-mail: claett@into.saude.gov.br).

Resumo

Objetivo Avaliar os resultados da transferência do nervo frênico em pacientes com lesão traumática total do plexo braquial, especialmente a flexão do cotovelo e a função respiratória.

Métodos Trata-se de uma série de casos de 16 pacientes submetidos à transferência do nervo frênico entre 2014 e 2021. Foram incluídos pacientes com mais de 18 anos, operados havia mais de 6 meses, e sem outras doenças ortopédicas do membro superior. A força de flexão do cotovelo foi avaliada pela escala do Medical Research Council (MRC), por dinamometria isocinética e por eletromiografia. A função respiratória foi analisada por espirometria.

Resultados Os pacientes eram principalmente homens jovens que sofreram acidentes com motocicletas. Na escala do MRC, 37,5% dos pacientes atingiram o nível III, e 43,8%, o nível IV. Em média, a força de flexão do cotovelo foi de 9,1% em comparação à do braço não acometido. O estudo identificou déficits inconsistentes na função respiratória, sem comprometimento grave da capacidade vital forçada e do volume expiratório forçado. Não houve relatos de sintomas respiratórios. A ativação involuntária do bíceps braquial foi observada durante ciclos respiratórios forçados, com pico após um período inicial de recuperação.

Conclusão A transferência do nervo frênico foi eficaz na recuperação da flexão do cotovelo na maioria dos pacientes. Observamos sinais de neuroplasticidade que melhoraram o controle motor do braço ao longo do tempo. Os pacientes não apresentaram evidências de comprometimento pulmonar grave.

Palavras-chave
- nervo frênico
- plasticidade neuronal
- plexo braquial/lesões
- transferência de nervo

Trabalho desenvolvido no Laboratório de Pesquisa Neuromuscular, Divisão de Ensino e Pesquisa, Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia Jamil Haddad, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

recebido
04 de abril de 2025
aceito
15 de julho de 2025

DOI https://doi.org/10.1055/s-0045-1811931.
ISSN 0102-3616.

© 2025. The Author(s).
This is an open access article published by Thieme under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International License, permitting copying and reproduction so long as the original work is given appropriate credit (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

Thieme Revinter Publicações Ltda., Rua Rego Freitas, 175, loja 1, República, São Paulo, SP, CEP 01220-010, Brazil

Abstract

Objective To evaluate the outcomes of phrenic nerve transfer in total traumatic brachial plexus injury, focusing on elbow flexion and respiratory function.

Methods The present is a case series of 16 patients undergoing phrenic nerve transfer between 2014 and 2021. Patients over 18 years old, operated on for more than 6 months, and without other orthopedic conditions of the upper limb were included. Elbow flexion strength was assessed by Medical Research Council (MRC) scale and an isokinetic dynamometer, along with an electromyograph. Respiratory function was assessed by spirometry.

Results The patients were mainly young men affected by motorcycle accidents. Level III on the MRC was achieved by 37.5% of patients, with 43.8% reaching level IV. On average, elbow flexion strength was of 9.1% compared with that of the unaffected arm. The study identified inconsistent deficits in respiratory function, with no severe impairment in forced vital capacity and forced expiratory volume. Respiratory symptoms were not reported. Involuntary activation of the biceps brachii during forced respiratory cycles was observed, peaking after an initial recovery period.

Conclusion Phrenic nerve transfer effectively restored elbow flexion in most patients. We found signs of neuroplasticity that enhanced the motor control of the arm over time. We found no evidence of severe pulmonary impairment in these patients.

Keywords

- brachial plexus/injuries
- nerve transfer
- neuronal plasticity
- phrenic nerve

Introdução

As lesões do plexo braquial prejudicam o controle dos membros superiores e a funcionalidade do paciente. A avulsão total do plexo braquial, que ocorre em 47% a 58% dos casos induzidos por trauma, é particularmente grave, e provoca perda completa do controle dos membros superiores.[1] Indivíduos com lesão traumática total do plexo braquial (LTTPB) não só sofrem perda de funcionalidade e autonomia, como também apresentam, com frequência, transtorno de estresse pós-traumático e ideação suicida.[2] Além disso, a LTTPB tem repercussões econômicas individuais e públicas.[3]

Na ausência de resolução espontânea, há vários tratamentos cirúrgicos para tentar a recuperação parcial do controle do braço, desde neurólise até transferências nervosas. Nestes pacientes, a transferência de um nervo motor intacto para o controle de outros músculos é uma abordagem viável, bem descrita e capaz de restaurar o controle da flexão do cotovelo.[4] A transferência de Oberlin, do ramo motor do nervo ulnar para o ramo motor do bíceps braquial, destaca-se como um método eficaz para a recuperação da flexão do cotovelo,[5] e tornou-se a opção preferida em diversos serviços para o tratamento de lesões parciais.

Os casos de lesão total, porém, necessitam de um doador extraplexual devido ao comprometimento do nervo ulnar. Entre as opções estão os nervos frênico, espinhal acessório e intercostal. O nervo frênico tem sido considerado uma opção viável desde os primeiros relatos do cirurgião russo Lurje,[6] em 1948, e ainda é relevante,[4] pois há relatos encorajadores de recuperação da força de flexão do cotovelo.[7–9] No entanto, existem preocupações devido aos relatos de paralisia diafragmática associada, evidenciada por elevação da hemicúpula, e diminuição da força inspiratória apesar da ausência de sintomas respiratórios.[10] A capacidade vital forçada (CVF) pode ser um índice importante na avaliação desses pacientes, ao permitir a comparação da função respiratória em relação ao esperado, considerando a idade e o sexo do paciente. Valores acima de 80% do previsto são considerados normais, ao passo que valores de até 60% e 50% caracterizam distúrbios brandos e moderados, respectivamente, e valores abaixo de 50% indicam distúrbios graves.[11] Além das preocupações com a função respiratória, o controle motor do bíceps braquial reinervado pode ser difícil devido à função original distinta do nervo frênico, o que pode levar a contrações involuntárias durante o esforço respiratório.

Considerando as graves implicações da LTTPB, é crucial investigar tratamentos cirúrgicos que sejam eficazes e seguros. A transferência do nervo frênico parece ser uma opção viável para a recuperação de algum nível de flexão do cotovelo, mas seus impactos na função respiratória e no controle motor ainda são incertos. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar a produção de força de flexão do cotovelo e a função respiratória em pacientes com LTTPB submetidos à transferência do nervo frênico para o ramo motor do bíceps braquial.

Materiais e Métodos

Esta série de casos prospectivos incluiu 16 pacientes submetidos à cirurgia no Serviço de Microcirurgia de nossa instituição entre 2014 e 2021. O projeto foi aprovado por um comitê independente de experimentação em seres humanos (CAAE: 50087221.5.0000.5273). Todos os pacientes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido antes da entrada no estudo. Os critérios de inclusão foram idade superior a 18 anos no momento da coleta de dados, período pós-operatório superior a 6 meses e ausência de outras doenças ortopédicas ou neurológicas no membro superior.

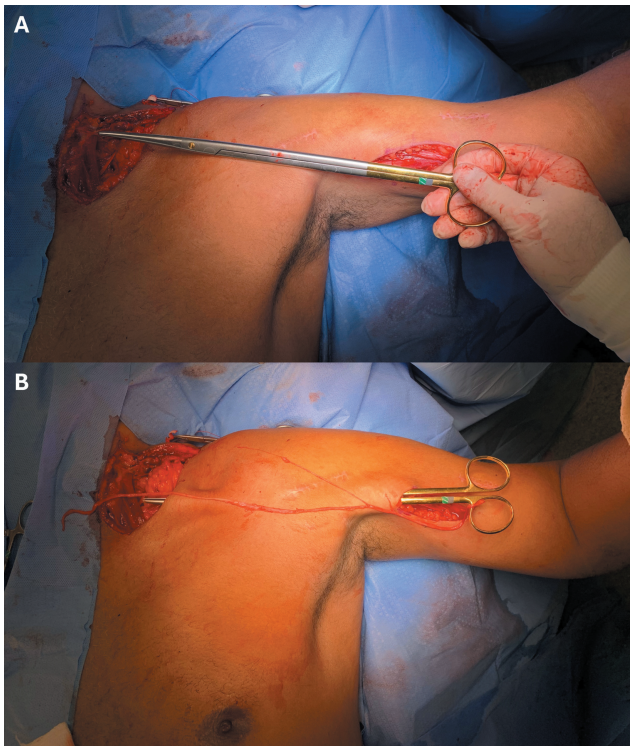


Fig. 1 Planejamento (**A**) e construção (**B**) do túnel para a passagem do enxerto extraído do nervo sural utilizado na transferência do nervo frênico para o ramo motor do nervo musculocutâneo.

O procedimento cirúrgico começou com o paciente em decúbito dorsal para a retirada do enxerto do nervo sural do membro inferior contralateral. Utilizando uma abordagem supraclavicular, o nervo acessório foi transferido para o nervo supraescapular, e o nervo frênico foi dissecado. O ramo motor do nervo musculocutâneo foi acessado por uma abordagem medial no braço, e o enxerto foi passado para o nervo frênico por meio de um túnel preparado com uma tesoura romba (►**Fig. 1**). Suturas microcirúrgicas foram feitas proximal e distalmente ao enxerto, seguidas de fechamento da incisão e da colocação do membro superior em uma tipoia. A imobilização com tipoia foi mantida por 3 semanas. Em seguida, os pacientes foram encaminhados para o Departamento de Reabilitação para o controle da rigidez articular, a melhora da estabilidade postural e a promoção do controle motor do membro.

Os pacientes foram convidados a participar do projeto por telefone e e-mail. Todas as avaliações foram realizadas em uma só visita ao instituto. O questionário Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand (DASH) foi preenchido pelos pacientes, e a força de flexão do cotovelo foi avaliada subjetivamente por meio da escala do Medical Research Council (MRC) por um cirurgião de mão especializado em microcirurgia. A avaliação objetiva da força de flexão do cotovelo foi realizada por meio de contrações isométricas máximas a 90° de flexão do cotovelo utilizando um dinamômetro isocinético (Humac Norm III, Computer Sports Medicine, Inc.).

Na avaliação com o dinamômetro, os pacientes foram posicionados em decúbito dorsal com o braço ao lado do tronco e a mão presa na alça do equipamento, de acordo com as instruções do fabricante (►**Fig. 2A**). Após a familiarização com 3 contrações submáximas a 50% do esforço máximo, 3 contrações máximas foram realizadas em intervalos de 30 segundos. O valor máximo de torque em todas as contrações foi registrado para análise. Esse processo foi repetido enquanto os pacientes realizavam esforços inspiratórios e expiratórios máximos em ordem aleatória antes de cada contração máxima. O membro saudável foi testado primeiro para facilitar a compreensão e minimizar o desconforto. A ativação do bíceps braquial foi monitorada por eletromiografia (EMG) a 1 kHz (SAS1000; EMG System do Brasil) durante a contração máxima. A ativação do bíceps braquial também foi monitorada durante três ciclos respiratórios forçados. Em ambos os casos, o valor da raiz quadrada média em uma janela de 500 ms por volta do pico de EMG foi usado para quantificar a ativação do bíceps braquial. A ativação

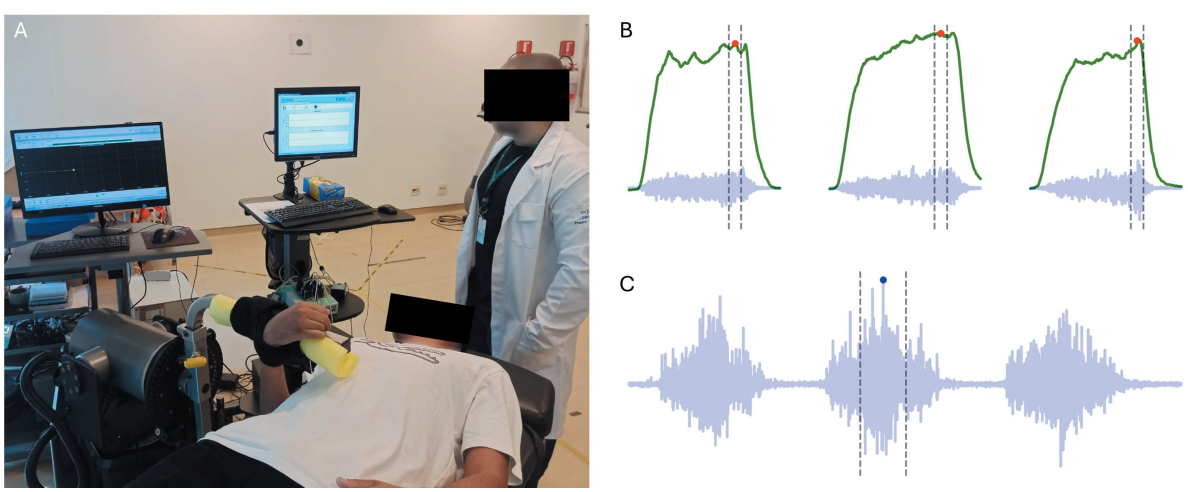


Fig. 2 Avaliação da força muscular flexora do cotovelo e ativação do bíceps braquial (**A**). Sinal representativo do torque gerado na articulação do cotovelo (linha verde) e eletromiografia de superfície do bíceps braquial (linha azul) durante as três repetições do teste de força (**B**) e ciclos respiratórios forçados (**C**). As linhas verticais tracejadas indicam o período de 500 ms utilizado para o cálculo do valor da raiz quadrada média para a quantificação da ativação muscular.

média ao longo das três contrações máximas foi usada para análise (►**Fig. 2B**). A ativação do bíceps braquial durante os ciclos respiratórios forçados foi expressa como uma porcentagem da ativação observada durante a contração máxima (►**Fig. 2C**).

A função respiratória foi avaliada segundo a CVF, o volume expiratório forçado no primeiro segundo (VEF1) e o índice de Tiffeneau-Pinelli (relação VEF1/CVF), medidos com um pneumotacômetro tipo Fleisch (KoKo Sx1000, nSpireHealth) por um pneumologista experiente (►**Fig. 3A**). Além disso, a pressão expiratória máxima (PEmáx) e a pressão inspiratória máxima (PImáx) foram medidas pelo mesmo profissional utilizando um manovacuômetro analógico (Wika) e expressas, assim como a CVF e o VEF1, como a porcentagem dos valores previstos para a população adulta brasileira[12] (►**Fig. 3B**). A elevação da hemicúpula diafragmática, avaliada pela radiografia de tórax em plano frontal, foi definida como um aumento no ápice da estrutura em dois ou mais arcos costais acima da posição anatômica.

As variáveis numéricas apresentaram distribuição normal de acordo com o teste de Shapiro-Wilk, e foram expressas como valores de média ± desvio padrão. As diferenças na produção de força entre as manobras respiratórias foram testadas por análise de variância (ANOVA) unidirecional de medidas repetidas. Os déficits nas variáveis respiratórias foram verificados por testes *t* de uma amostra em relação ao valor de referência (100%). A tendência temporal da contração involuntária ao longo do tempo foi obtida por regressão polinomial de terceira ordem com o respectivo coeficiente de determinação (R^2). Todas as análises foram realizadas em rotinas personalizadas do Python 3.9 (grátis e de código aberto), e o nível α foi fixado em 0,05.

Resultados

Dos 41 pacientes elegíveis, 27 (65,8%) puderam ser contatados, dos quais 16 (39%) concordaram em participar do estudo; suas características demográficas estão descritas na ►**Tabela 1**. A função respiratória pareceu apresentar comprometimento parcial em comparação às estimativas em indivíduos saudáveis, embora as pressões respiratórias estivessem aparentemente preservadas (►**Tabela 1**). A elevação da hemicúpula diafragmática foi observada em 5 (37%) pacientes. Todos os pacientes sofreram lesões em acidentes automobilísticos, e quase todos, exceto um, pilotavam motocicletas. Ao acompanhamento, nenhum paciente relatou sintomas respiratórios.

A força de flexão do cotovelo variou de 0,6% a 21,1%. Os 5 casos (31%) de recuperação acima de 10% ocorreram mais de 36 meses após a cirurgia. Ao todo, 7 participantes foram classificados como M4, 6, como M3, 2, como M2, e 1, como M1. Não observamos evidências de que manobras respiratórias antes da flexão do cotovelo influenciassem a produção de força ($F2,24 = 1,04$; $p = 0,365$).

Contrações involuntárias do bíceps braquial durante ciclos respiratórios forçados foram observadas em 11 pacientes, predominantemente nos primeiros 12 meses de acompanhamento. Posteriormente, foi identificado um nível de



Fig. 3 Avaliação da função respiratória conforme a capacidade vital forçada (CVF), o volume expiratório forçado no primeiro segundo (VEF1) e o índice de Tiffeneau-Pinelli (relação VEF1/CVF; **A**), juntamente com as pressões inspiratória e expiratória máximas (**B**).

Tabela 1 Características demográficas dos pacientes

Idade média (anos)	32 ± 10
Homens: n (%)	13 (81,2%)
Altura média (m)	1,68 ± 0,10
Peso médio (kg)	68,0 ± 14,1
Tempo médio entre a lesão e a cirurgia (meses)	7 ± 2
Tempo médio de acompanhamento (meses)	39 ± 28
Força de flexão do cotovelo (escala do MRC): n (%)	
1	1 (6,2%)
2	2 (12,5%)
3	6 (37,5%)
4	7 (43,8%)
Força média de flexão do cotovelo (%)	9,1 ± 7,0
Pontuação média no DASH	34 ± 11
CVF média (%)	81,1 ± 18,7*
VEF1 médio (%)	79,1 ± 17,6*
Média do índice de Tiffeneau-Pinelli	1,0 ± 0,1
Média da PEmáx (%)	103,9 ± 36,9
Média da PImáx (%)	108,1 ± 21,5

Abreviaturas: CVF, capacidade vital forçada; DASH, Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand; MRC, Medical Research Council; PEmáx, pressão expiratória máxima; PImáx, pressão inspiratória máxima; VEF1, volume expiratório forçado no primeiro segundo.
Nota: * Significativamente menor do que o estimado na população saudável, ou seja, 100% ($p < 0,05$).

ativação de até 91,9%, seguido de uma tendência decrescente ao longo do tempo (►**Fig. 4**).

Valores normais de CVF foram observados em 8 pacientes (50%), ao passo que distúrbios restritivos brandos e moderados foram observados em 7 (43%) e 1 (6%) indivíduos, respectivamente. Não houve nenhum caso de distúrbio restritivo grave. Os parâmetros de função respiratória (CVF, VEF1, PImáx e PEmáx) apresentaram tendência temporal relativamente linear (►**Fig. 5**).

Discussão

Nossos principais achados foram que a transferência do nervo frênico pode recuperar a flexão do cotovelo em diferentes níveis e que a extensão do comprometimento da função respiratória é incerta. Nossa amostra foi composta principalmente por adultos jovens do sexo masculino, vítimas de acidentes de motocicleta, o que condiz com o perfil demográfico típico relatado de pacientes com LTTPB em todo o mundo.[1,7,10]

A recuperação da flexão do cotovelo por meio da neurotização do nervo frênico tem sido demonstrada de forma consistente, o que corrobora nossos achados. Nesta série de casos, observamos níveis de força segundo o MRC até o grau III em 81,3% dos pacientes, semelhante aos 80% relatados recentemente por Hussain et al.[13] e os 70% documentados na única revisão sistemática encontrada sobre o assunto.[9] A recuperação até o grau IV foi observada em 43,8% dos casos, taxa comparável aos 62% relatados por Socolovsky et al.[14] O tempo entre a lesão e a cirurgia em nosso estudo foi, em média, de 7 meses, ligeiramente superior aos 4 a 5 meses relatados em outras séries. Isso sugere que a transferência do nervo frênico pode ser aplicável até mesmo em tratamentos um pouco tardios, como pode ocorrer em serviços públicos e centros de referência. No entanto, há necessidade de cautela, uma vez que cirurgias realizadas nos primeiros 4 meses após a lesão resultaram em recuperação de MRC de grau III em 96% dos casos, ao passo que cirurgias posteriores alcançaram este grau em apenas 43% dos casos.[9]

Embora a escala do MRC forneça boas informações sobre a força muscular, medidas quantitativas são cruciais para entender a magnitude da recuperação da flexão do cotovelo. Sokolovsky et al.[8,14] foram, até agora, os únicos autores a relatar de forma objetiva a força de flexão do cotovelo em pacientes com LTTPB, com resultados que variaram de 21 a 29% em relação ao membro saudável, em média, após um

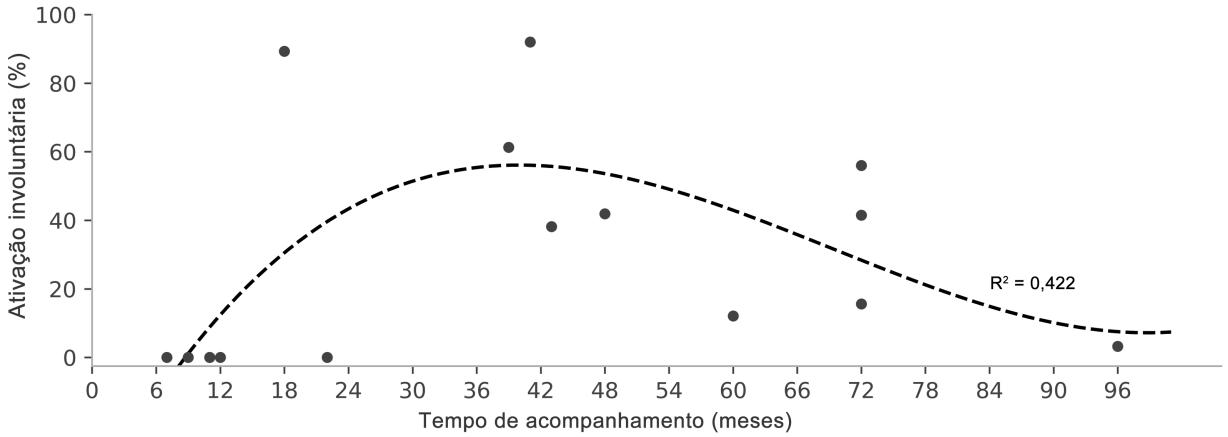


Fig. 4 Contração involuntária do bíceps braquial durante ciclos respiratórios forçados no período de acompanhamento dos pacientes. Os pontos cinzas representam dados individuais, e a linha tracejada preta, a tendência derivada da regressão polinomial de terceira ordem, apresentada juntamente com o coeficiente de determinação (R^2).

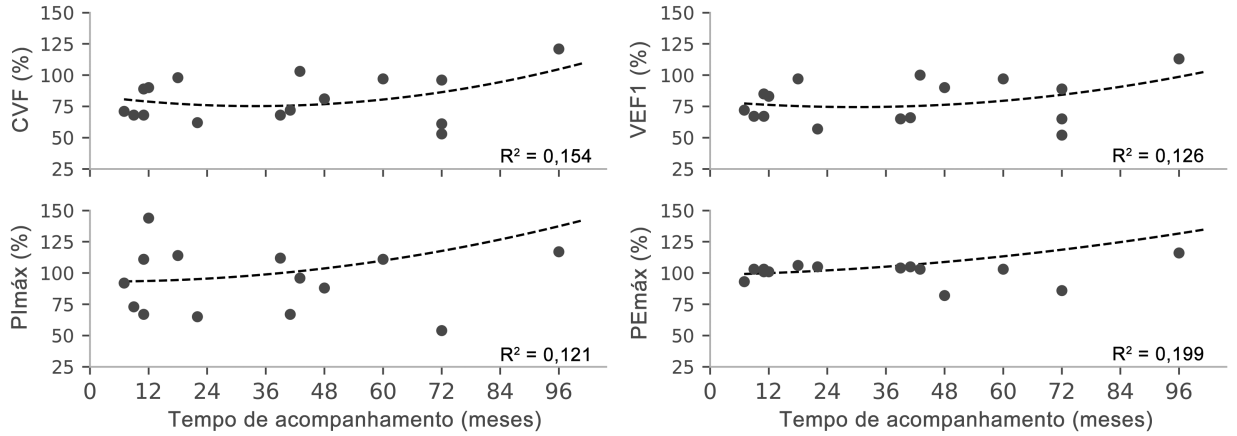


Fig. 5 Função pulmonar longitudinal ao longo do acompanhamento dos pacientes. Os pontos cinzas representam dados individuais, e as linhas pretas tracejadas, a tendência derivada da regressão polinomial de terceira ordem, apresentada juntamente com o coeficiente de determinação (R^2). **Abreviaturas:** VEF1, volume expiratório forçado no primeiro segundo; CVF, capacidade vital forçada; PImáx, pressão inspiratória máxima; PEmáx, pressão expiratória máxima.

período pós-operatório mínimo de 10 meses e médio de cerca de 36 meses. Infelizmente, os autores[8,14] relataram apenas médias, o que impossibilita a avaliação da variabilidade na recuperação da força. No entanto, com base em nossos resultados e na prática clínica, é razoável esperar uma grande variabilidade, decorrente de vários fatores, inclusive relacionados ao paciente (como a extensão da lesão, o tempo entre a lesão e a cirurgia, o sexo ou a idade, por exemplo) e à cirurgia (como a qualidade do enxerto, os procedimentos técnicos ou a experiência da equipe, por exemplo). Embora seja difícil inferir as causas da variabilidade a partir dos dados disponíveis, medidas objetivas oferecem uma avaliação quantitativa da recuperação da flexão do cotovelo, o que contribui para documentar a evolução dos resultados ao longo do tempo e em diferentes abordagens técnicas. Além disso, tais medidas permitem uma compreensão mais abrangente das condições do paciente, uma vez que a obtenção de graus de MRC até IV[9] é comum neste cenário; no entanto, não é realista esperar uma recuperação quase perfeita do controle da flexão do cotovelo nesses pacientes.

Observamos comprometimentos inconsistentes na função respiratória dos pacientes, mas não sintomas respiratórios. Essa ausência de sintomas está de acordo com os achados de estudos anteriores sobre a transferência do nervo frênico.[8,13,15,16] Da mesma forma, a paralisia diafragmática já foi observada sem manifestação clínica.[10] Nosso estudo relatou valores de CVF e VEF1 menores do que o esperado em indivíduos saudáveis, o que reflete uma possível diminuição da função pulmonar, condizente com relatos anteriores de diminuição de 10% no VEF entre antes e 30 meses após a cirurgia.[15,16] Este estudo não dispõe de dados longitudinais para o acompanhamento das alterações individuais na função respiratória ao longo do tempo. No entanto, é razoável antecipar uma tendência de recuperação pós-operatória caso a função respiratória tenha sido de fato acometida. A ausência de tal tendência sugere que a variabilidade observada na função respiratória pode ser influenciada por outros fatores, como a diminuição da atividade física. Estudos em cadáveres[17,18] indicam que um nervo frênico acessório pode estar presente em 48 a 61% dos indivíduos, o que poderia explicar por que metade dos nossos pacientes apresentou CVF normal após a cirurgia. Em suma, as evidências de déficits respiratórios são inconsistentes e não parecem suficientes para causar sintomas respiratórios.

A avaliação do controle muscular é fundamental em pacientes submetidos à transferência neural, pois a função motora original pode diferir da função do músculo reinervado. O nervo frênico apresenta algumas vantagens na reinervação do bíceps braquial, como o fato de compartilhar uma origem embrionária comum com o plexo braquial e ser facilmente acessível e rico em fibras mielinizadas em comparação a outras opções extraplexuais.[19] Porém, a natureza intermitente da ativação diafragmática difere dos padrões esperados de flexão do cotovelo em situações cotidianas,[14] e a ativação involuntária do bíceps braquial pode ser observada em alguns pacientes durante os movimentos respiratórios.[8] Nossos resultados mostram uma tendência temporal para essa ativação involuntária, que se inicia após um período inicial de recuperação, provavelmente devido à cicatrização do enxerto, atinge o pico nos primeiros anos pós-operatórios, e, então, é controlada, o que reflete o fenômeno da neuroplasticidade. Curiosamente, pesquisas anteriores[8] observaram que, em pacientes com recuperação da flexão do cotovelo de nível III na escala do MRC, a inspiração forçada máxima antes da flexão do cotovelo melhora a produção de força em comparação à expiração forçada máxima. Neste estudo, não observamos diferenças relacionadas às manobras respiratórias. Alguns de nossos pacientes apresentaram níveis menores de recuperação da flexão do cotovelo. Assim, é possível que tal interferência seja acentuada em pacientes com recuperação melhor, o que merece atenção em estudos futuros. De modo geral, esses resultados destacam a capacidade do sistema nervoso central de se adaptar à nova configuração do nervo frênico.

Este estudo apresenta algumas limitações dignas de nota. Dinamômetros isocinéticos podem subestimar a força de indivíduos não familiarizados com o equipamento. Adaptamos o dispositivo para não exigir a manipulação da alça, o

que facilita seu manuseio por indivíduos com déficits de preensão manual. No entanto, equipamentos desenvolvidos especificamente para avaliação nessa população podem ser mais apropriados. Além disso, a ativação muscular involuntária foi normalizada pela ativação voluntária durante a contração máxima. A normalização pela capacidade máxima de ativação intrínseca do músculo, utilizando ondas M obtidas por eletroestimulação, pode ser considerada em investigações futuras.

Conclusão

A transferência do nervo frênico restaurou efetivamente a flexão do cotovelo na maioria dos pacientes. Embora as manobras respiratórias não tenham influenciado a produção de força, houve ativação involuntária do bíceps braquial durante os ciclos respiratórios forçados, com pico após um período inicial de recuperação e subsequente declínio. Não encontramos evidências de comprometimento pulmonar grave nesses pacientes, apesar dos sinais de paralisia diafragmática.

Contribuições dos Autores

Cada autor contribuiu individual e significativamente para o desenvolvimento deste artigo. GVCG: conceptualização, redação – rascunho original e redação –revisão & edição; RRV: conceptualização, metodologia e redação – revisão & edição; JAMG: conceptualização, validação e redação – revisão & edição; e CTL: curadoria de dados, análise Formal, metodologia e redação – revisão & edição.

Suporte Financeiro

Os autores declaram que não receberam suporte financeiro de agências dos setores público, privado ou sem fins lucrativos para a realização deste estudo.

Conflito de Interesses

Os autores não têm conflito de interesses a declarar.

Referências

1 Kaiser R, Waldauf P, Ullas G, Krajcová A. Epidemiology, etiology, and types of severe adult brachial plexus injuries requiring surgical repair: systematic review and meta-analysis. Neurosurg Rev 2020;43(02):443–452. Doi: 10.1007/s10143-018-1009-2

2 Landers ZA, Jethanandani R, Lee SK, Mancuso CA, Seehaus M, Wolfe SW. The Psychological Impact of Adult Traumatic Brachial Plexus Injury. J Hand Surg Am 2018;43(10):950.e1–950.e6. Doi: 10.1016/j.jhsa.2018.02.019

3 Hong TS, Tian A, Sachar R, Ray WZ, Brogan DM, Dy CJ. Indirect Cost of Traumatic Brachial Plexus Injuries in the United States. J Bone Joint Surg Am 2019;101(16):e80. Doi: 10.2106/JBJS.18.00658

4 Noland SS, Bishop AT, Spinner RJ, Shin AY. Adult Traumatic Brachial Plexus Injuries. J Am Acad Orthop Surg 2019;27(19): 705–716. Doi: 10.5435/JAAOS-D-18-00433

5 Verdins K, Kapickis M. Oberlin's Transfer: Long Term Outcomes. J Hand Surg Asian Pac Vol 2018;23(02):176–180. Doi: 10.1142/S2424835518500170

6 Lurje A. Concerning Surgical Treatment of Traumatic Injury to the Upper Division of the Brachial Plexus (Erb's Type). Ann Surg 1948; 127(02):317–326

7 Monreal R. Restoration of elbow flexion by transfer of the phrenic nerve to musculocutaneous nerve after brachial plexus injuries. Hand (N Y) 2007;2(04):206–211. Doi: 10.1007/s11552-007-9050-6

8 Socolovsky M, Malessy M, Bonilla G, Di Masi G, Conti ME, Lovaglio A. Phrenic to musculocutaneous nerve transfer for traumatic brachial plexus injuries: analyzing respiratory effects on elbow flexion control. J Neurosurg 2019;131(01):165–174. Doi: 10.3171/2018.4.JNS173248

9 Cardoso MdM, Gepp R, Correa JFG. Outcome following phrenic nerve transfer to musculocutaneous nerve in patients with traumatic brachial palsy: a qualitative systematic review. Acta Neurochir (Wien) 2016;158(09):1793–1800. Doi: 10.1007/s00701-016-2855-8

10 Xu WD, Gu YD, Lu JB, Yu C, Zhang CG, Xu JG. Pulmonary function after complete unilateral phrenic nerve transection. J Neurosurg 2005;103(03):464–467. Doi: 10.3171/jns.2005.103.3.0464

11 Trindade AM, Sousa TLF, Albuquerque ALP. The interpretation of spirometry on pulmonary care: until where can we go with the use of its parameters. Pulmão RJ 2015;24(01):3–7 Available from: https://www.sopterj.com.br/wp-content/themes/_sopterj_redesign_2017/_revista/2015/n_01/04.pdf

12 Neder JA, Andreoni S, Lerario MC, Nery LE. Reference values for lung function tests. II. Maximal respiratory pressures and voluntary ventilation. Braz J Med Biol Res 1999;32(06):719–727. Doi: 10.1590/s0100-879x1999000600007

13 Hussain T, Khan I, Ahmed M, Beg MSA. Neurotization of musculocutaneous nerve with intercostal nerve versus phrenic nerve - A retrospective comparative study. Surg Neurol Int 2022;13:305. Doi: 10.25259/SNI_596_2021

14 Socolovsky M, Bonilla G, Lovaglio AC, Masi GD. Differences in strength fatigue when using different donors in traumatic brachial plexus injuries. Acta Neurochir (Wien) 2020;162(08): 1913–1919. Doi: 10.1007/s00701-020-04454-y

15 Luedemann W, Hamm M, Blömer U, Samii M, Tatagiba M. Brachial plexus neurotization with donor phrenic nerves and its effect on pulmonary function. J Neurosurg 2002;96(03):523–526. Doi: 10.3171/jns.2002.96.3.0523

16 Chalidapong P, Sananpanich K, Kraisarin J, Bumroongkit C. Pulmonary and biceps function after intercostal and phrenic nerve transfer for brachial plexus injuries. J Hand Surg [Br] 2004;29(01): 8–11. Doi: 10.1016/s0266-7681(03)00210-9

17 Banneheka S. Morphological study of the ansa cervicalis and the phrenic nerve. Anat Sci Int 2008;83(01):31–44. Doi: 10.1111/j.1447-073X.2007.00201.x

18 Loukas M, Kinsella CR Jr, Louis RG Jr, Gandhi S, Curry B. Surgical anatomy of the accessory phrenic nerve. Ann Thorac Surg 2006;82(05):1870–1875. Doi: 10.1016/j.athoracsur.2006.05.098

19 Socolovsky M, Di Masi G, Bonilla G, Domínguez Paez M, Robla J, Calvache Cabrera C. The phrenic nerve as a donor for brachial plexus injuries: is it safe and effective? Case series and literature analysis. Acta Neurochir (Wien) 2015;157(06):1077–1086, discussion 1086. Doi: 10.1007/s00701-015-2387-7

Análise antropométrica dos implantes nacionais e importados de artroplastia total de joelho na população brasileira

Anthropometric Analysis of Brazilian and Imported Total Knee Arthroplasty Implants in the Brazilian Population

Márcio de Castro Ferreira[1,2] Carlos Eduardo da Siveira Franciozi[1,2] Luiz Felipe Morlin Ambra[1] Enzo Salviato Mameri[1] Marcelo Seiji Kubota[1] Marcus Vinícius Malheiros Luzo[1]

[1] Grupo de Cirurgia do Joelho, Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil.
[2] HCor, São Paulo, SP, Brasil.

Endereço para correspondência Márcio de Castro Ferreira, Rua Botucatu 740, Vila Clementino, São Paulo, SP, 04023–901, Brasil (e-mail: marciojoelho@gmail.com).

Rev Bras Ortop 2025;60(4):s00451812026.

Resumo

Objetivo Avaliar a conformidade anatômica de 25 implantes de artroplastia total de joelho (ATJ) à morfologia de joelhos na população brasileira feminina e masculina.

Métodos Foram analisados 500 exames de ressonância de joelhos de 250 mulheres e 250 homens. As medidas anteroposterior (AP) e mediolateral (ML) dos fêmures, tíbias, e implantes foram tomadas a fim de obter correspondência morfológica.

Resultados As divergências médias das medidas AP e ML entre as morfologias articulares e os implantes analisados foram as seguintes: fêmures femininos 4,48 mm; fêmures masculinos 4,89 mm; tíbia feminina 3,63 mm; e tíbia masculina 6,11 mm. Os implantes com melhor adaptação AP versus ML foram: Medacta Sphere para o fêmur feminino; Stryker Triathlon para fêmur o masculino; Smith & Nephew Legion para tíbia feminina; e Zimmer Persona para a tíbia masculina. Na comparação da melhor relação de implantes femorais e tibiais para o sexo feminino, observou-se que o United Orthopedic U2 apresentou a melhor pontuação estatística, seguido dos implantes Aesculap Columbus e Smith & Nephew Legion. Para os homens, o melhor escore foi encontrado no Zimmer Persona, Microport Advance e Smith & Nephew Legion. A pior relação feminina foi com o Peter Brehm BPK-S, e a masculina, com o Orthovasive Indus.

Conclusão Os implantes estudados foram satisfatórios para a cobertura óssea articular dos joelhos de brasileiros de ambos os sexos submetidos à ATJ. No entanto,

Palavras-chave
- articulação do joelho
- artroplastia de substituição
- doenças articulares

Trabalho desenvolvido no Grupo de Cirurgia do Joelho, Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil.

recebido
04 de março de 2025
aceito
15 de julho de 2025

DOI https://doi.org/10.1055/s-0045-1812026.
ISSN 0102-3616.

© 2025. The Author(s).
This is an open access article published by Thieme under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International License, permitting copying and reproduction so long as the original work is given appropriate credit (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

Thieme Revinter Publicações Ltda., Rua Rego Freitas, 175, loja 1, República, São Paulo, SP, CEP 01220-010, Brazil

também foram encontrados resultados com diferenças maiores do que 10 mm na maioria dos implantes. Isso ressalta a necessidade de atenção dos cirurgiões para realizar um bom planejamento para a escolha dos implantes. Demonstrou-se que os implantes importados eram mais customizáveis do que os nacionais na população brasileira.

Abstract

Objective To evaluate the anatomical conformity of 25 total knee arthroplasty (TKA) implants to the knee morphology of the Brazilian female and male population.

Methods We analyzed 500 magnetic resonance imaging (MRI) scans of knees from 250 women and 250 men. We collected data on anteroposterior (AP) and mediolateral (ML) measurements of femurs, tibias, and implants to assess their morphological correspondence.

Results The mean AP versus ML divergence between joint morphologies and the implants was as follows: 4.48 mm for female femurs; 4.89 mm for male femurs; 3.63 mm for female tibias; and 6.11 mm for male tibias. The implants with the best AP versus ML adaptation were: Medacta Sphere for female femurs; Stryker Triathlon for male femurs; Smith & Nephew Legion for female tibias; and Zimmer Persona for male tibias. When comparing the best femoral and tibial implant ratios for female subjects, the United Orthopedic U2 presented the best statistical score, followed by the Aesculap Columbus and Smith &Nephew Legion implants. For male patients, the implants with the highest scores were the Zimmer Persona, the Microport Advance, and the Smith & Nephew Legion. The worst ratios were found in the Peter Brehm BPK-S for female individuals and the Orthovasive Indus for male subjects.

Conclusion The implants studied presented satisfactory results for bone coverage of the knees of Brazilian subjects of both genders undergoing TKA. However, we also found differences higher than 10 mm in most implants. This finding highlights that surgeons must carefully plan the TKA during implant selection. Imported implants proved to be more customizable than Brazilian ones in this population.

Keywords

- arthroplasty, replacement
- joint disease
- knee joint

Introdução

A artroplastia total do joelho (ATJ) é o tratamento de escolha em pacientes com osteoartrite avançada.[1–6] O dimensionamento dos implantes utilizados na ATJ é desenvolvido baseados em estudos de morfológicas ósseas de grupos populacionais baseados principalmente nas razões anatômicas articular entre as distâncias anteroposterior (AP) e mediolateral (ML) dos joelhos.[7–10]

Estudos em diversas populações mundiais como caucasianos, estado-unidense, asiáticos e europeus têm apresentados resultados variáveis para os aspectos morfológicos dos joelhos demonstrando que os implantes disponíveis podem divergir às relações anatômicas de diversas populações étnicas.[7,11–14]

O objetivo deste estudo é avaliar a relação de conformidade anatômica de implantes de ATJ em relação a morfologia de joelhos na população brasileira, a fim de identificar quais produtos se adequam melhor aos joelhos desta população.

Materiais e Métodos

O estudo foi aprovado pelos dois comitês de ética das instituições envolvidas sob os números (CAAE) 71751923.0.0000.5505 e 79484424.0.0000.0060. Foram selecionados de maneira aleatória e anônimas 500 exames de ressonância magnética (RM) dos joelhos de 250 mulheres e 250 homens.

O critério de inclusão foi a maturidade esquelética de pacientes de ambos os sexos. Os critérios de exclusão foram exames com deformidade morfológica óssea do joelho (osteófitos), dispositivos médicos implantáveis e evidência de fratura articular prévia.

Os pacientes elegíveis foram identificados pelo banco de imagens de RM do Hospital Hcor disponíveis em sua plataforma e software Clinical Collaboration Platform (Carestream Health, Inc.). No caso de pacientes com exames bilaterais disponíveis, foi analisado apenas o joelho direito.

As mensurações das distâncias ML e AP no fêmur e tíbia foram realizadas a partir das imagens de RM por método validado na população brasileira em cortes axiais em sequência T2 no próprio software:[1]

- Dimensão AP femoral: a maior distância de eixo AP avaliado no côndilo lateral entre as extremidades mais proeminentes articulares posterior e anterior (►**Fig. 1A**).

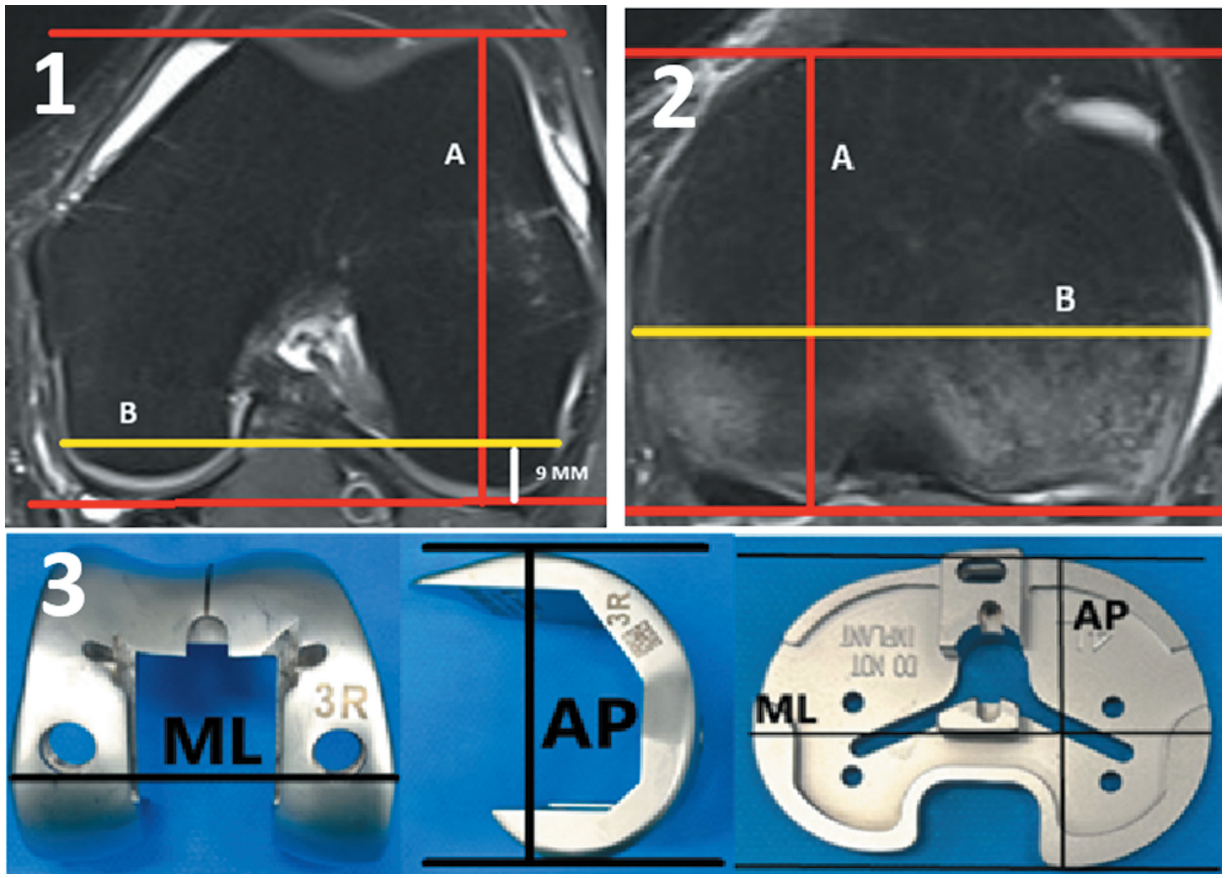


Fig. 1 Medida anteroposterior (AP) (**A**), referenciada pela mais anterior e posterior proeminência articular do côndilo femoral lateral, e medida mediolateral (ML) bicortical (**B**), aferida a 9 mm da superfície articular posterior femoral, realizada no nível do corte axial epicondilar. Medida AP (**C**), referenciada pela mais anterior e posterior proeminência articular do planalto tibial, e medida ML (**D**), aferida no maior eixo bicortical da superfície articular tibial, no nível do corte axial da inserção do ligamento cruzado posterior (LCP). (**E**) Medidas AP e ML dos implantes femoral e tibial de artroplastias.

- Dimensão ML femoral: distância do eixo bicortical a 9 mm da linha articular posterior do joelho (►**Fig. 1B**).
- Dimensão AP tibial: no nível da inserção tibial do LCP foi utilizada o maior eixo perpendicular a cortical posterior do planalto tibial medial (►**Fig. 1C**).
- Dimensão ML tibial: no nível da inserção tibial do ligamento cruzado posterior (LCP) foi utilizada a maior distância entre as corticais medial e lateral tibial paralelamente a cortical posterior (►**Fig. 1D**).

Todas as mensurações foram realizadas por único cirurgião de joelho duas vezes e em dias diferentes. Foram computadas somente as mensurações que apresentaram variação menor que 10% entre na análise intraobservador.

A busca dos fabricantes internacionais de implantes de ATJ foi realizada no site da Instituição Orthopaedic Data Evaluation Panel (ODEP https://www.odep.org.uk/methodology/methodology-for-tkr/). Todos os fabricantes internacionais e nacionais foram contactados por e-mail. Também foram feitas buscas das informações em seus sites comerciais a fim de obter os dados associados às medidas ML e AP de seus implantes de ATJ. As mensurações corresponderam ao eixo de maior proeminência AP e ML dos implantes nos dois planos indicados pelos fabricantes (►**Fig. 1E**).

Foram identificados 20 fabricantes e 25 implantes: Columbus (Aesculap AG), AKS (Baumer), Sigma e Attune (DePuy Synthes), ACS (Implantcast GmbH), NG e PAR (Impol Instrumental e Implantes Ltda.), Gemini e Symphoknee (Waldemar Link GmbH & Co.), Freedom (Maxx Orthopedics), Sphere (Medacta Corp.), Freedom (Meril Life), Advance (Microport Orthopedics Inc.), Orthovasive Indus (Biorad Medisys Pvt Ltd.), Ortosíntese (Ortosintese), BPK-S (Peter Brehm GmbH), Sartori (Sartori), Legion (Smith + Nephew), Scorpio e Triathlon (Stryker), U2 (United Orthopedic Corp.), MetaBio e Rotaflex (Vincula), além de Persona e Nex Gen (Zimmer Biomet).

Análise Estatística

Dados epidemiológicos quanto ao sexo, idade e dimensões morfológicas foram analisados, comparados entre si, e expressos em termos de média e desvio padrão (DP).

Para determinar o implante femoral mais adequado de cada fabricante para cada paciente, priorizou-se a distância mais próxima AP, podendo ser igual, subdimensionada ou hiper dimensionada. A medida de referência ML foi usada paraidentificar os componentes tibiais mais adequados. As análises médias incluíram tanto valores de subcobertura quanto de sobrecobertura para a as medidas AP e ML.

Tabela 1 Dados epidemiológicos e análise estatística morfológica das distâncias femorais mediolateral (ML) e anteroposterior (AP)

	Total (média)	Sexo masculino (média)	Sexo feminino (média)
Pacientes (n)	500	250	250
Idade (anos)	50,91 ± 14,76	48,82 ± 15,43	53,01 ± 13,73
ML: fêmur (mm)	72,11 ± 5,93	76,22 ± 4,83	68,00 ± 3,65
AP: fêmur (mm)	67,34 ± 5,03	69,92 ± 5,14	64,74 ± 3,30
ML: tíbia (mm)	73,63 ± 6,48	76,89 ± 6,86	70,36 ± 3,94
AP: tíbia (mm)	53,02 ± 4,94	56,23 ± 4,45	49,81 ± 2,92

As relações das dimensões do fêmur e tíbia dos pacientes e as mesmas dimensões das próteses foram relacionadas utilizando a distância euclidiana para comparar sua proximidade em um espaço bidimensional. A fórmula utilizada foi:

$$\textit{Distância Euclidiana} = \sqrt{(\textit{Medida ML Prótese} - \textit{Medida ML paciente})^2 + (\textit{Medida AP Prótese} - \textit{Medida AP paciente})^2}$$

Foram analisadas as variações médias, máxima, DPs e diferença estatística (valor de p) das relações entre as medidas anatômicas e dos implantes. Para verificar existência de diferenças significativas entre os tipos de próteses foi realizada a análise de variância (ANOVA). Os pressupostos de normalidade e homogeneidade de variâncias foram verificados pelos testes de Shapiro-Wilk e Levene. O nível de significância adotado foi de $p = 0,05$.

As medidas AP e ML dos implantes femorais e tibiais foram agregadas a fim de identificar o ranqueamento dos implantes que mais se customizaram aos joelhos dos pacientes. Sendo assim, os implantes menor variação entre os dispositivos e as morfologias ósseas receberam escores maiores. Para criar um ranqueamento dos implantes de próteses, foi utilizada a normalização dos valores para o intervalo de 0 a 1, seguida da criação de um escore (valor normalizado da tíbia e valor normalizado fêmur). O cálculo amostral foi determinado para um nível de confiança de 90%.

Resultados

Entre 500 pacientes avaliados (250 homens e 250 mulheres) a idade média foi de 51 anos, com média de 53 anos entre as mulheres e 49 anos entre os homens (►**Tabela 1**).

As médias das medidas dos fêmures apresentaram um dimensionamento AP de 69,92 ± 5,14 mm) e largura ML de 76,22 ± 4,83 mm entre os homens, e dimensionamento AP de 64,74 ± 3,30 mm e largura ML de 68,00 ± 3,65 mm entre as mulheres, como pode ser visto na ►**Tabela 1**.

A média de divergência para a relação entre os implantes e os fêmures femininos nas relações AP/ML foi de 4,23 mm. As variações médias para as medidas AP foram de 0,98 mm, sendo de 1,11 mm para anatomias maiores que os implantes e de 0,91 mm para implantes maiores que a anatomia. Para as medidas ML a média foi de 3,94 mm, sendo a anatomia maior que os implantes 1,75 mm em média e para implantes maiores que a anatomia 4,15 mm. A maioria dos implantes apresentaram medidas ML maiores do que os fêmures. A melhor relação de medidas morfológicas foi encontrada no Sphere, com divergências médias ML/AP de 2,36 ± 1,66 mm (►**Tabela 2**).

A média de divergência para os fêmures masculinos nas medidas AP/ML foi de 4,71 mm. As variações médias para as medidas AP foram de 1,94 mm, sendo 2,39 mm para anatomias maiores que os implantes e 0,92 mm com implantes maiores que a anatomia. Para as medidas ML a média de divergência foi de 3,81 mm, sendo a anatomia maior que os implantes em média 4,02 mm e os implantes maiores que a anatomia 2,87 mm. A maioria dos implantes apresentaram medidas ML menores que as anatomias. A melhor relação de medidas morfológicas foi encontrada no Triathlon, com divergências médias de relação ML/AP de 3,52 ± 2,69 mm (►**Tabela 3**).

Os resultados dos achados morfológicos tibiais no sexo feminino demonstraram que os componentes apresentaram divergências médias ML/AP de 3,63 mm. O implante Legion apresentou a menor variação média de 0,88 mm de divergência ML para a anatomia. O quase metade das mulheres apresentaram implantes hiperdimensionados em 1,33 mm e subdimensionados 1,26 mm, em média, para a medida ML tibial. A relação AP média demonstrou divergência para as medidas anatômicas de 3,14 mm. A média de implantes com hiperdimensionamento AP foi de 0,85 mm e com sub- de 3,23 mm. Destaca-se o implante Advance, com 202 mulheres apresentando hiperdimensionamento AP, com média de 3,46 mm (►**Tabela 4**).

Na população masculina, os valores de ML e AP tibiais demonstraram que o implante com a melhor relação de medidas morfológicas foi o Persona, com divergências médias de relação ML/AP de 3,27 ± 3,00 mm. O número médio de implantes hiperdimensionados ML foi de 1,77 mm, e de subdimensionados, de 1,99 mm. A relação AP, em média, demonstrou divergência para as medidas anatômicas de 5,54 mm. A média geral de implantes com hiperdimensionamento AP foi de 0,69 mm e a de sub foi 5,78 mm (►**Tabela 5**).

As ►**Figs. 2**–**9** de regressões demonstram os agrupamentos dos implantes nacionais e importados líderes do mercado mundial em ATJ,[15] quanto às medidas ML e AP femorais e tibiais. Os resultados demonstram que os implantes importados se comportam com melhor "customização" morfológica, principalmente nos joelhos masculinos. As maiores divergências se apresentaram para os fêmures femininos.

Em mulheres, considerando a acomodação AP/ML para implantes de ATJ, observou-se que o implante U2 apresentou

Rev Bras Ortop Vol. 60 No. 4/2025 © 2025. The Author(s).

Tabela 2 Comparação dos dados morfológicos dos fêmures dos pacientes femininos com os implantes para as medidas mediolaterais (ML) e anteroposteriores (AP)

	Distância euclidiana (AP e ML)					Medidas ML								Medidas AP							
Fabricante; pPrótese	Média (mm)	Mín (mm)	Máx (mm)	DP	Valor de *p*	Média (mm)	DP	Máx (mm)	Prótese < paciente (n)	Média Prótese < paciente (mm)	Prótese > paciente (n)	Média Prótese > paciente (mm)	Prótese = paciente (n)	Média (mm)	DP	Máx (mm)	Prótese < paciente (n)	Média Prótese < paciente (mm)	Prótese > paciente (n)	Média Prótese > paciente (mm)	Prótese = paciente (n)
Medacta; Sphere	2,36	0,20	8,45	1,66		0,46	0,55	1,00	116	0,54	114	0,46	20	2,25	2-,-8-2	8,4	133	2,38	112	2,19	5
Unites Orthopedic; U2	2,36	0,00	8,34	1,69	1,000	0,54	0,61	1,00	128	0,60	108	0,54	14	2,22	2,76	8,3	96	1,99	149	2,43	5
Link; Symphoknee	2,39	0,14	7,30	1,41	1,000	0,79	0,90	1,50	123	0,82	117	0,83	10	2,11	2,41	7,3	105	1,29	142	2,77	3
Aesculap; Columbus	2,39	0,00	7,28	1,39	1,000	1,11	1,30	2,50	138	1,20	102	1,10	10	1,91	2,24	7	174	2,05	72	1,69	4
Implantcast; ACS Knee System	2,53	0,10	7,45	1,44	1,000	0,95	1,14	3,50	113	1,11	126	0,89	11	2,18	2,10	7,4	206	2,34	40	1,58	4
Link; Gemini	2,72	0,28	10,30	1,88	0,989	0,83	1,00	3,00	132	0,93	109	0,77	9	2,42	2,67	10,3	71	1,32	176	2,91	3
Maxx Orthopedics; Freedom	2,76	0,00	7,45	1,65	0,969	0,85	0,99	2,00	140	0,91	101	0,84	9	2,46	3,00	7,4	104	2,25	141	2,71	5
Meril; Freedom	2,79	0,00	7,45	1,67	0,930	0,85	0,99	2,00	138	0,91	102	0,84	10	2,49	3,03	7,4	104	2,25	141	2,76	5
DePuy; Attune	3,09	0,32	10,20	1,87	0,050	0,78	0,91	1,60	109	0,83	133	0,79	8	2,86	2,83	10,1	55	1,83	192	3,20	3
Microport; Advance	3,36	0,22	11,44	1,96	0,000	1,00	1,14	2,00	120	1,05	121	1,02	9	3,08	2,83	11,3	43	1,95	205	3,35	2
DePuy; Sigma	3,45	0,32	11,44	1,77	0,000	1,09	1,38	6,00	128	1,31	110	0,97	12	3,06	3,16	11,3	71	2,29	176	3,42	3
Zimmer; Persona	3,47	0,36	9,30	1,97	0,000	0,83	0,94	1,90	121	0,87	120	0,85	9	3,26	2,80	9,3	39	1,84	210	3,54	0
Stryker; Triathlon	3,49	0,36	9,30	2,01	0,000	0,79	0,90	1,50	121	0,84	119	0,81	10	3,30	2,83	9,3	39	1,84	210	3,58	1
Orthovasive; Indus	3,61	0,36	9,30	2,29	0,000	1,44	1,88	8,00	122	1,72	126	1,19	2	3,05	3,26	9,3	63	2,05	185	3,42	2
Smith & Nephew; Legion	3,97	0,22	11,30	2,18	0,000	0,67	0,81	2,00	129	0,78	105	0,63	16	3,83	3,01	11,3	34	2,04	215	4,13	1
Stryker; Scorpio	4,06	0,20	11,33	2,21	0,000	0,93	1,21	5,00	137	1,15	98	0,77	15	3,77	3,05	11,3	35	1,92	214	4,10	1
Peter Brehm; BPK-S	4,22	0,73	12,26	2,18	0,000	1,43	1,60	3,00	149	1,46	95	1,46	6	3,77	3,28	12,1	39	2,37	210	4,05	1
Vincula; Rotaflex	4,31	0,22	11,60	2,55	0,000	0,44	0,52	1,50	133	0,53	95	0,42	22	4,24	3,31	11,6	34	1,92	215	4,63	1
Impol; PAR	4,88	1,08	12,61	2,09	0,000	1,68	2,14	7,00	114	2,01	128	1,49	8	4,25	2,76	12,3	19	1,69	228	4,52	3
Impol; NG	5,99	0,94	13,32	2,79	0,000	1,14	1,50	7,00	131	1,43	112	0,87	7	5,68	3,48	13,3	17	2,04	232	5,97	1
Zimmer; Nex Gen	6,66	0,36	13,30	2,77	0,000	1,44	1,92	9,00	146	1,80	100	0,96	4	6,21	3,27	13,3	10	1,49	239	6,44	1
Sartori; Sartori	7,14	0,36	13,30	3,09	0,000	1,07	1,28	5,00	129	1,18	117	0,97	4	6,95	3,27	13,3	3	0,70	247	7,03	0
Baumer; Baumer	7,56	1,25	14,32	3,07	0,000	1,05	1,31	5,00	118	1,13	125	1,04	7	7,40	3,24	14,3	3	1,23	247	7,48	0
Vincula; MetaBio	7,73	0,14	13,50	3,05	0,000	1,10	1,30	4,50	133	1,24	111	0,99	6	7,58	3,16	13,4	2	0,30	248	7,64	0
Ortosintese; Ortosintese	8,35	1,08	17,95	2,94	0,000	1,28	1,51	4,00	145	1,40	93	1,28	12	8,15	3,09	17,8	2	0,30	248	8,22	0

Abreviações: DP, desvio padrão; Max, valor máximo; Min, valor mínimo.

Tabela 3 Comparação dos dados morfológicos dos fêmures dos pacientes masculinos com os implantes para as medidas mediolaterais (ML) e anteroposteriores (AP)

	Distância euclidiana (AP e ML)					Medidas ML								Medidas AP							
Fabricante; prótese	Média (mm)	Mín (mm)	Máx (mm)	DP	Valor de *p*	Média (mm)	DP	Máx (mm)	Prótese < paciente (n)	Média prótese < paciente (mm)	Prótese > paciente (n)	Média Prótese > paciente (mm)	Prótese = paciente (n)	Média (mm)	DP	Máx (mm)	Prótese < paciente (n)	Média Prótese < paciente (mm)	Prótese > paciente (n)	Média Prótese > paciente (mm)	ML prótese = ML paciente (n)
Stryker; Triathlon	**3,52**	**0,14**	**13,61**	**2,69**		**1,00**	**1,67**	**10,00**	**143**	**1,28**	**99**	**0,68**	**8**	**3,16**	**3,94**	**13,6**	**145**	**3,62**	**102**	**2,59**	**3**
Zimmer;Persona	3,55	0,14	13,61	2,68	1,000	1,15	1,77	10,00	141	1,39	102	0,90	7	3,12	3,89	13,6	150	3,60	97	2,48	3
Microport; Advance	3,63	0,41	15,22	2,50	1,000	1,29	1,77	9,00	102	1,63	143	1,10	5	3,19	3,79	15,1	158	3,61	92	2,47	0
Link; Symphoknee	3,64	0,36	12,61	2,61	1,000	0,92	1,37	8,00	138	1,09	106	0,76	6	3,33	3,59	12,6	177	3,95	70	1,88	3
DePuy; Attune	3,65	0,14	15,16	2,81	1,000	1,02	1,41	7,70	136	1,16	109	0,89	5	3,32	4,12	15,1	141	4,26	108	2,13	1
Smith & Nephew; Legion	3,68	0,10	14,61	2,47	1,000	1,02	1,68	10,00	156	1,24	84	0,73	10	3,34	4,05	14,6	122	3,74	128	2,96	0
Aesculap; Columbus	3,73	0,14	15,22	2,54	1,000	1,11	1,33	4,50	137	1,20	111	1,01	2	3,39	3,72	15,1	196	3,55	54	2,79	0
Meril; Freedom	4,03	0,36	15,61	3,27	0,993	1,04	1,70	10,00	152	1,27	89	0,77	9	3,61	4,42	15,6	160	4,42	87	2,24	3
United Orthopedic; U2	4,08	0,36	15,61	3,34	0,974	1,05	1,83	11,00	152	1,42	87	0,54	11	3,72	3,90	15,6	192	4,35	56	1,67	2
Implantcast; ACS Knee System	4,10	0,32	16,66	2,86	0,961	1,39	1,61	6,00	168	1,54	76	1,16	6	3,60	3,47	16,6	224	3,77	25	2,27	1
Peter Brehm; BPK-S	4,15	0,22	15,46	2,37	0,906	1,43	1,88	8,50	114	1,64	133	1,29	3	3,63	4,36	15,3	102	3,75	146	3,60	2
Medacta; Sphere	4,19	0,22	17,12	3,43	0,839	0,67	1,23	8,00	119	0,89	116	0,53	15	4,02	3,97	17,1	207	4,53	40	1,71	3
Maxx Orthopedics; Freedom	4,21	0,36	15,61	3,42	0,800	1,27	1,92	11,00	164	1,54	79	0,83	7	3,76	3,99	15,6	189	4,50	57	1,56	4
Vincula; Rotaflex	4,24	0,42	13,61	2,85	0,731	1,05	1,79	11,00	172	1,36	62	0,44	16	3,78	4,51	13,6	83	3,62	165	3,91	2
Link; Gemini	4,64	0,20	17,56	3,08	0,027	2,01	2,70	13,00	148	2,65	96	1,14	6	3,81	3,85	12,6	176	4,65	71	1,87	3
Stryker; Scorpio	4,85	0,10	18,48	3,29	0,001	2,49	3,25	15,00	174	3,20	73	0,90	3	3,59	4,26	14,1	147	4,17	102	2,80	1
Sartori; Sartori	5,24	0,10	17,39	2,86	0,000	2,42	3,22	15,00	175	3,14	68	0,79	7	3,87	4,44	10,1	98	3,31	151	4,26	1
Ortosintese; Ortosintese	5,49	0,14	15,56	2,92	0,000	2,47	3,10	14,00	153	3,25	95	1,26	2	4,21	4,29	11,6	64	2,58	185	4,80	1
Vincula; MetaBio	5,54	0,10	16,02	2,91	0,000	2,36	3,11	14,50	170	3,03	75	1,01	5	4,22	4,38	11,6	69	2,80	180	4,79	1
Impol; PAR	5,64	0,78	20,69	3,71	0,000	3,68	4,09	17,00	192	4,28	56	1,76	2	3,67	4,21	11,8	155	4,28	94	2,71	1
Baumer; Baumer	5,70	0,28	16,47	2,98	0,000	2,42	3,31	15,00	157	3,37	90	0,83	3	4,27	4,41	11,4	74	2,52	175	5,03	1
Impol; NG	5,92	0,22	20,69	3,64	0,000	3,43	3,88	17,00	186	4,34	58	0,86	6	4,08	4,82	11,8	137	4,52	113	3,54	0
DePuy; Sigma	6,21	0,36	21,80	4,51	0,000	2,95	3,48	16,00	199	3,48	44	1,00	7	5,06	4,54	15,6	209	5,67	39	2,09	2
Zimmer; Nex Gen	6,80	0,10	22,37	3,95	0,000	4,73	4,30	19,00	217	5,36	27	0,71	6	3,91	4,65	11,8	131	4,57	119	3,19	0
Orthovasive; Indus	7,30	0,20	23,95	4,84	0,000	4,13	4,16	18,00	199	4,94	46	1,04	5	5,54	4,65	15,8	212	6,14	36	2,30	2

Abreviações: DP, desvio padrão; Max, valor máximo; Min, valor mínimo.

Rev Bras Ortop Vol. 60 No. 4/2025 © 2025. The Author(s).

Tabela 4 Comparação dos dados morfológicos das tíbias dos pacientes femininos com os implantes para as medidas mediolaterais (ML) e anteroposteriores (AP)

	Distância euclidiana (AP e ML)					Medidas ML								Medidas AP							
Fabricante; prótese	Média (mm)	Mín (mm)	Máx (mm)	DP	Valor de *p*	Média (mm)	DP	Máx (mm)	Prótese < paciente (n)	Média prótese < paciente (mm)	Prótese > paciente (n)	Média prótese > paciente (mm)	Prótese = paciente (n)	Média (mm)	DP	Máx (mm)	Prótese < paciente (n)	Média prótese < paciente (mm)	AP prótese > paciente (n)	Média prótese > paciente (mm)	Prótese = paciente (n)
Smith & Nephew; Legion	2,19	0,22	17,76	1,55		0,88	1,37	15,8	129	0,82	117	0,97	4	1,85	2,29	13,20	130	2,03	119	1,67	1
Zimmer; Persona	2,54	0,20	16,74	1,61	0,984	1,09	1,46	13,5	130	1,12	115	1,11	5	2,14	2,62	14,00	124	2,28	123	2,04	3
United Orthopedic; U2	2,66	0,10	20,47	2,02	0,740	0,88	1,52	18,8	131	0,88	111	0,96	8	2,34	2,38	14,20	192	2,67	53	1,33	5
Aesculap; Columbus	2,74	0,58	18,82	1,51	0,395	1,37	1,86	17,8	113	1,42	132	1,38	5	2,12	1,37	12,20	246	2,15	3	0,27	1
Maxx Orthopedics; Freedom	2,76	0,14	17,92	1,83	0,330	1,29	1,74	14,8	127	1,23	120	1,38	3	2,19	2,40	13,20	172	2,66	74	1,22	4
Vincula; Rotaflex	2,83	0,14	15,52	1,66	0,134	1,56	1,94	13,8	101	1,63	147	1,54	2	2,11	2,32	13,20	173	2,42	76	1,42	1
Meril; Freedom	2,92	0,20	17,92	1,80	0,029	1,29	1,74	14,8	127	1,23	120	1,38	3	2,39	2,36	13,20	191	2,72	57	1,36	2
Zimmer; Nex Gen	3,31	0,20	15,27	2,20	0,000	1,03	1,46	11,8	111	1,11	132	1,02	7	2,98	2,57	15,20	211	3,34	37	1,11	2
Microport; Advance	3,37	0,20	14,07	1,89	0,000	1,07	1,31	9,8	112	1,03	134	1,13	4	3,03	2,57	10,10	47	1,25	202	3,46	1
Stryker; Triathlon	3,63	0,32	19,60	2,31	0,000	0,93	1,45	16,8	110	0,88	133	1,02	7	3,36	2,41	15,20	235	3,52	15	0,96	0
Orthovasive; Indus	3,63	0,10	17,99	2,41	0,000	1,20	1,84	15,8	121	1,35	123	1,11	6	3,21	2,46	14,20	222	3,55	24	0,62	4
Baumer; Baumer	3,66	0,28	17,10	1,86	0,000	1,92	2,32	13,8	144	1,88	103	2,03	3	2,79	1,90	15,20	250	2,79	0	0,00	0
Impol; NG	3,68	0,20	23,17	2,31	0,000	2,00	2,72	22,8	133	1,99	113	2,07	4	2,73	2,03	15,20	244	2,78	6	0,42	0
Sartori; Sartori	3,68	0,20	19,99	2,04	0,000	1,62	2,12	17,8	146	1,65	100	1,63	4	3,05	1,96	15,20	250	3,05	0	0,00	0
Vincula; MetaBio	3,70	0,20	19,99	2,06	0,000	1,62	2,11	17,8	147	1,67	99	1,61	4	3,07	1,98	15,20	250	3,07	0	0,00	0
Stryker; Scorpio	3,71	0,30	19,60	2,20	0,000	1,10	1,65	16,8	141	1,05	105	1,20	4	3,35	2,29	16,20	236	3,50	12	0,93	2
Ortosintese; Ortosintese	3,80	0,28	15,53	1,84	0,000	1,98	2,33	11,8	146	2,01	102	1,98	2	2,92	1,93	15,20	250	2,92	0	0,00	0
DePuy; Attune	3,81	0,14	18,50	2,24	0,000	0,85	1,30	14,8	121	0,79	123	0,94	6	3,60	2,26	16,50	241	3,72	9	0,47	0
Medacta; Sphere	3,81	0,58	18,75	2,15	0,000	1,38	1,79	15,8	105	1,39	140	1,41	5	3,34	2,39	15,20	230	3,55	18	1,03	2
DePuy; Sigma	3,85	0,10	18,66	2,29	0,000	1,05	1,54	15	112	1,04	132	1,09	6	3,54	2,44	15,40	236	3,69	12	1,21	2
Link; Gemini	3,95	0,22	19,56	2,39	0,000	1,35	1,87	17,8	98	1,28	146	1,45	6	3,44	2,58	15,20	226	3,74	22	0,64	2
Link; Symphoknee	4,35	0,20	19,44	2,37	0,000	0,92	1,36	14,8	115	0,90	128	0,99	7	4,15	2,36	16,20	243	4,26	6	0,42	1
Impol; PAR	4,41	0,22	22,39	2,54	0,000	1,38	2,04	21,8	120	1,26	128	1,52	2	3,99	2,46	16,20	240	4,14	9	0,37	1
Implantcast; ACS Knee System	4,83	0,95	19,90	2,38	0,000	1,04	1,55	15,8	123	1,04	119	1,11	8	4,59	2,35	17,70	246	4,66	3	0,27	1
Peter Brehm; BPK-S	6,35	2,13	20,59	2,48	0,000	1,06	1,51	15,8	113	0,95	130	1,21	7	6,19	2,41	17,90	250	6,19	0	0,00	0

Abreviações: DP, desvio padrão; Max, valor máximo; Min, valor mínimo.

Tabela 5 Comparação dos dados morfológicos das tíbias dos pacientes masculinos com os implantes para as medidas mediolaterais (ML) e anteroposteriores (AP)

	Distância euclidiana (AP e ML)					Medidas ML								Medidas AP							
Fabricante; prótese	Média (mm)	Mín (mm)	Máx (mm)	DP	*p*	Média (mm)	DP	Máx (mm)	ML prótese < ML paciente (n)	Média ML prótese < ML paciente (mm)	ML prótese > ML paciente (n)	Média ML prótese > ML paciente (mm)	ML prótese = ML paciente (n)	Média (mm)	DP	Máx (mm)	AP prótese < AP paciente (n)	Média AP prótese < AP paciente (mm)	AP prótese > AP paciente (n)	Média AP prótese > AP paciente (mm)	AP prótese = AP paciente (n)
Zimmer;Persona	3,27	0,14	17,18	3,00		1,14	1,57	8,2	115	1,01	130	1,29	5	2,90	3,97	15,60	134	3,83	116	1,82	0
Microport; Advance	3,38	0,22	16,18	2,53	1,000	1,03	1,26	4,5	125	1,04	119	1,08	6	3,05	3,90	15,80	67	3,79	181	2,81	2
Smith & Nephew; Legion	3,50	0,10	16,76	3,17	1,000	1,12	1,79	10,5	124	0,93	119	1,39	7	3,19	3,62	13,80	194	3,63	54	1,72	2
Aesculap; Columbus	4,34	0,36	16,55	3,17	0,233	1,43	2,21	12,5	100	1,27	143	1,62	7	3,90	2,94	12,90	250	3,90	0	0,00	0
Vincula; Rotaflex	4,36	0,32	14,84	3,18	0,202	1,40	1,86	8,5	113	1,33	132	1,51	5	3,89	3,51	12,80	220	4,28	27	1,08	3
Stryker; Triathlon	4,39	0,51	18,97	3,53	0,157	1,19	1,96	11,5	124	1,02	120	1,42	6	4,07	3,91	15,80	204	4,67	46	1,42	0
United Orthopedic; U2	4,72	0,42	18,68	3,73	0,006	2,06	3,04	13,5	138	2,35	110	1,75	2	3,97	3,78	13,80	204	4,59	43	1,32	3
Medacata.; Sphere	5,28	0,50	18,44	3,58	0,000	1,57	2,11	10,5	97	1,34	148	1,77	5	4,80	3,70	15,80	236	5,05	11	0,86	3
Meril; Freedom	5,49	0,32	17,94	4,19	0,000	2,58	3,21	9,9	164	3,16	82	1,53	4	4,52	4,06	15,80	219	5,03	28	1,01	3
Maxx Orthopedics; Freedom	5,49	0,32	17,94	4,19	0,000	2,58	3,21	9,9	164	3,16	82	1,53	4	4,52	4,06	15,80	219	5,03	28	1,01	3
DePuy; Sigma	5,74	0,89	18,92	3,60	0,000	1,53	2,00	9,7	102	1,30	145	1,72	3	5,33	3,70	16,80	242	5,48	8	0,70	0
Link; Gemini	5,75	0,94	18,01	3,41	0,000	1,64	2,44	12,5	128	1,43	115	1,97	7	5,26	3,36	13,80	243	5,40	6	0,67	1
Stryker; Scorpio	5,77	0,10	18,97	3,53	0,000	1,72	2,33	11,5	116	1,52	130	1,96	4	5,26	3,57	15,80	240	5,47	7	0,40	3
DePuy.; Attune	5,94	0,22	18,83	3,54	0,000	0,94	1,54	9,5	123	0,77	121	1,16	6	5,79	3,45	16,80	247	5,86	3	0,20	0
Link; Symphoknee	6,18	0,64	20,18	3,77	0,000	1,18	1,77	9,5	132	1,16	111	1,29	7	5,98	3,68	18,30	247	6,06	1	0,20	2
Ortosintese; Ortosintese	6,44	1,04	16,73	3,49	0,000	2,04	2,46	6,5	128	2,04	120	2,07	2	5,89	3,59	15,80	250	5,89	0	0,00	0
Implantcast; ACS Knee System	6,84	1,62	20,18	3,69	0,000	1,49	2,01	10,5	99	1,20	145	1,74	6	6,54	3,65	17,80	250	6,54	0	0,00	0
Sartori; Sartori	7,10	0,22	18,77	4,02	0,000	2,18	2,89	12,5	125	1,99	123	2,42	2	6,56	3,89	17,40	250	6,56	0	0,00	0
Baumer; Baumer	7,20	0,54	17,68	3,98	0,000	2,05	2,54	8,5	117	2,13	128	2,06	5	6,71	4,03	17,60	250	6,71	0	0,00	0
Vincula; MetaBio	7,58	0,22	18,77	4,23	0,000	2,18	2,90	12,5	128	2,03	120	2,38	2	7,07	4,12	18,40	250	7,07	0	0,00	0
Zimmer; Nex Gen	7,90	0,22	20,70	4,66	0,000	2,93	3,24	10,9	193	3,41	54	1,38	3	7,14	4,27	18,40	244	7,28	5	1,60	1
Impol; NG	8,61	0,94	21,82	4,95	0,000	4,69	5,21	17,5	181	5,27	67	3,27	2	6,90	3,90	18,40	250	6,90	0	0,00	0
Peter Brehm; BPK-S	8,72	2,62	21,15	3,54	0,000	1,24	1,87	10,5	125	1,02	116	1,58	9	8,57	3,41	18,90	250	8,57	0	0,00	0
Orthovasive; Indus	9,22	0,78	22,64	4,97	0,000	4,23	4,34	12,9	184	5,10	63	1,89	3	7,92	4,22	19,40	243	8,14	6	0,45	1
Impol; PAR	9,37	0,99	21,74	4,60	0,000	2,62	3,81	16,5	171	2,76	77	2,37	2	8,75	4,08	20,40	250	8,75	0	0,00	0

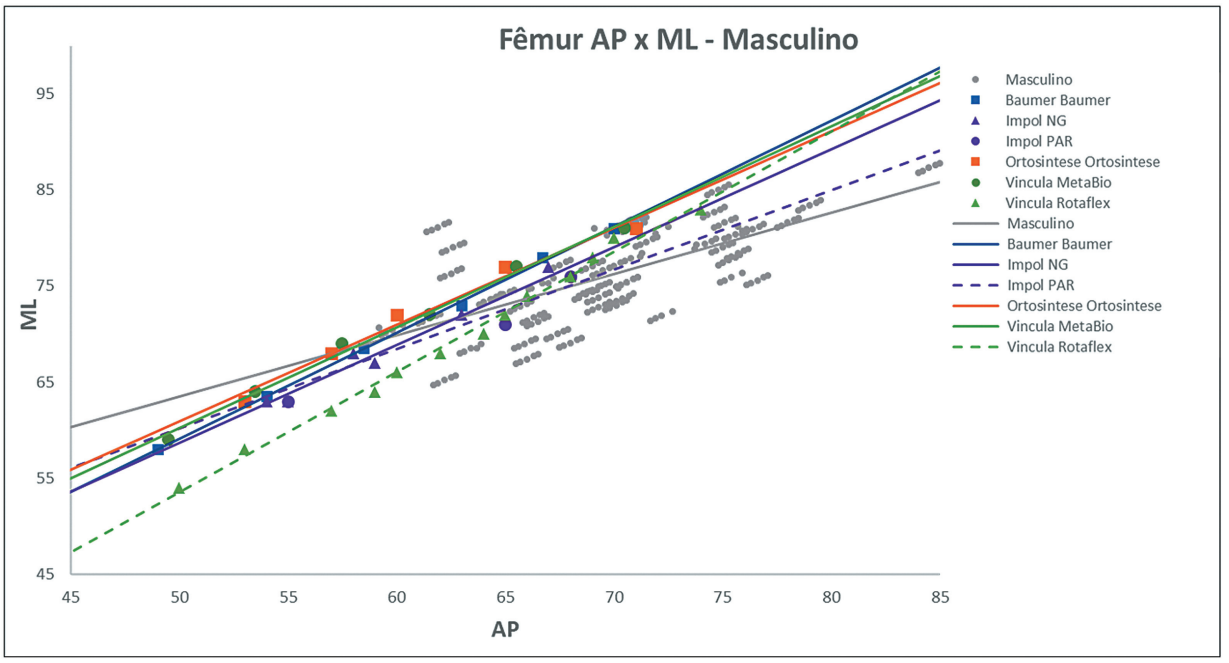


Fig. 2 Linhas de regressão ML *versus* AP das medidas do fêmur em homens e implantes Baumer, NG, PAR, Ortosintese, MetaBio e Rotaflex.

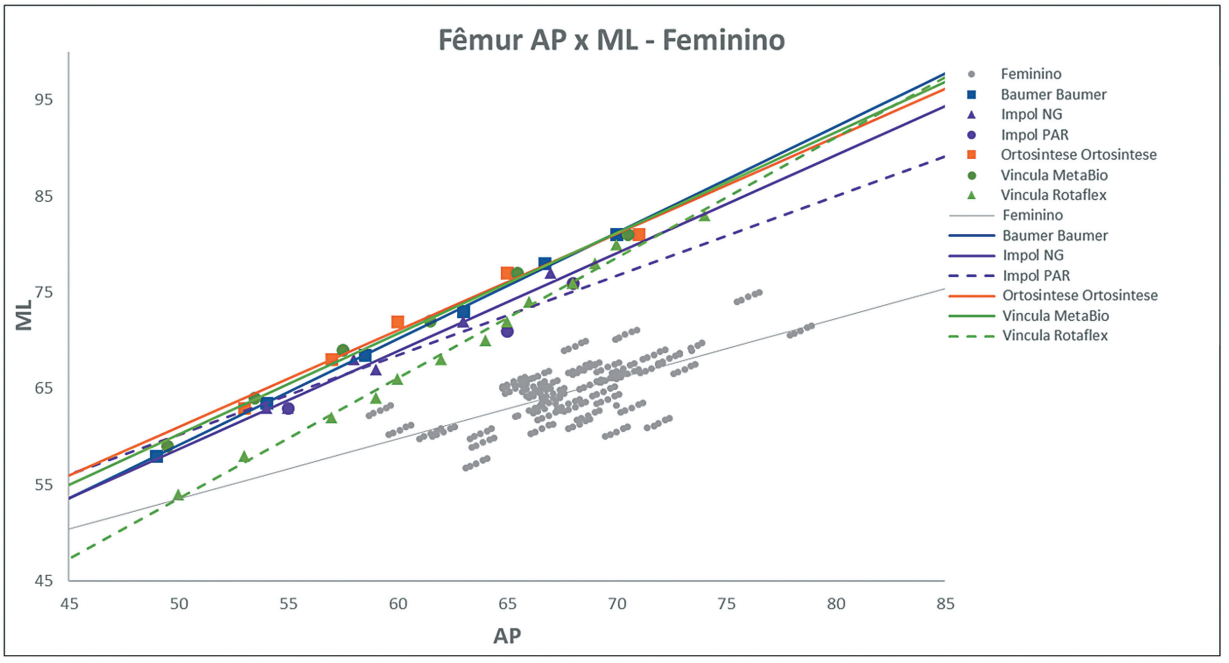


Fig. 3 Linhas de regressão ML *versus* AP das medidas do fêmur em mulheres e implantes Baumer, NG, PAR, Ortosintese, MetaBio e Rotaflex.

a melhor pontuação estatística, seguido dos implantes Columbus e Legion (►**Tabela 6**). Para os homens, os melhores foram Persona, Advance e Legion (►**Tabela 7**).

Discussão

Os fabricantes de ATJ comumente utilizam grupos populacionais específicos como referências para o desenvolvimento de seus implantes. Apesar da diversidade étnica em suas amostras, é possível que populações apresentem características próprias de joelhos, o que contribuiria para divergências se comparados a outros grupos étnicos.[10,13,16]

Os resultados encontrados demonstram que, em média, as variações morfológicas encontradas entre os implantes e joelhos dos brasileiros não exercem ampla preocupação para cirurgiões em relação aos dimensionamentos bidimensionais femorais e tibiais. No entanto foram encontradas pessoas de ambos os sexos, e em múltiplos implantes, com diferenças maiores que 10mm. Nestes casos, o cirurgião deve considerar modificar os dimensionamentos dos implantes

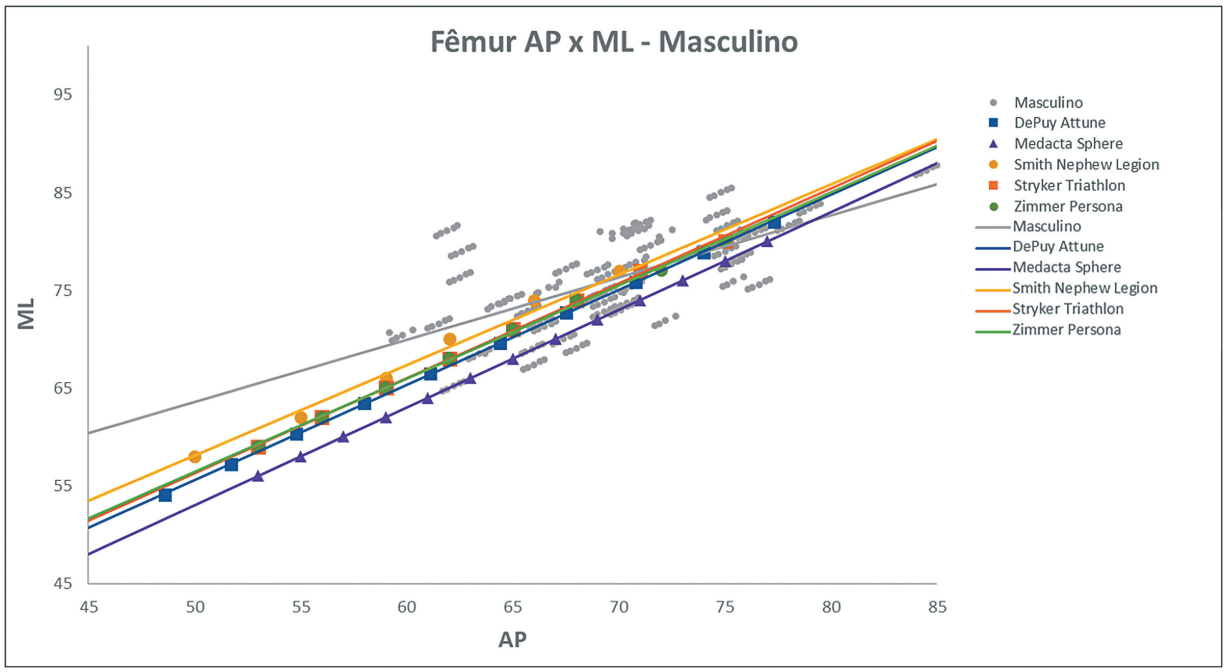


Fig. 4 Linhas de regressão ML *versus* AP das medidas do fêmur em homens e implantes Attune, Sphere, Legion, Triathlon e Persona.

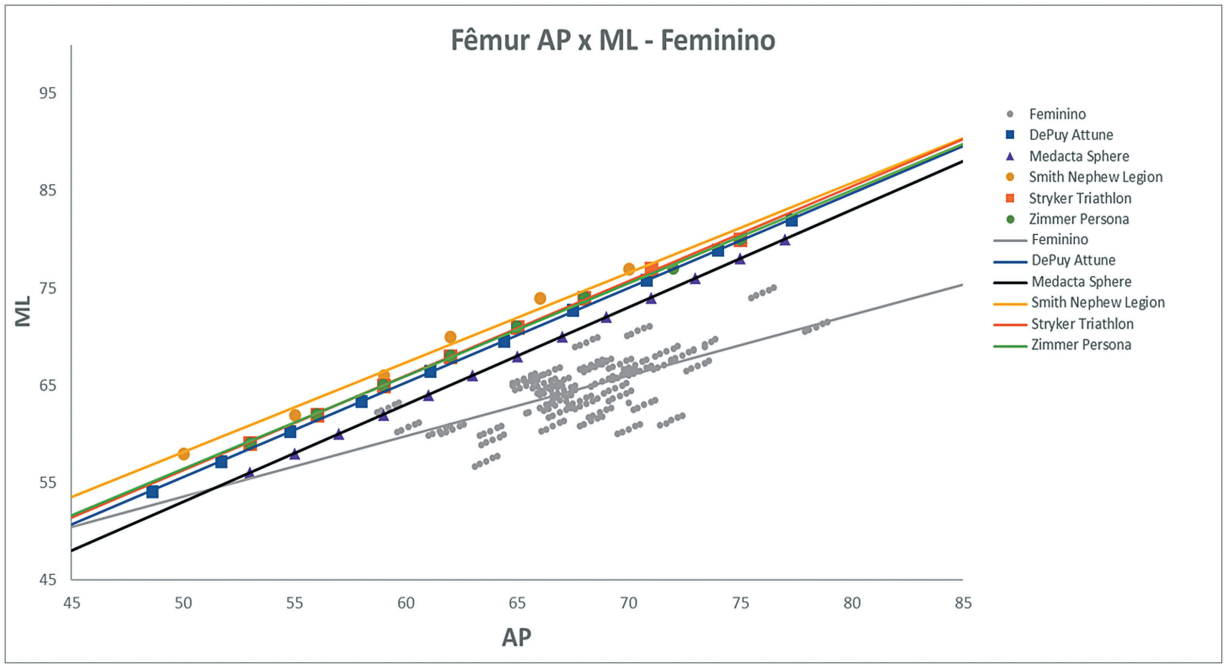


Fig. 5 Linhas de regressão ML *versus* AP das medidas do fêmur em mulheres e implantes Attune, Sphere, Legion, Triathlon e Persona.

para melhor acomodação anatômica. Essas diferenças influenciam diretamente nas condições biomecânicas do joelho, podendo interferir nos espaços articulares de extensão e flexão assim como na capacidade de intercambiar numerações diferentes de implantes femorais e tibiais, principalmente em dispositivos com ressecção do LCP em determinados fabricantes de implantes.

Destaca-se a importância biomecânica da medida AP para o implante femoral devido a sua influência na estabilidade do joelho e correspondência direta com o dimensionamento do espaço de flexão. O aumento ou diminuição do *offset* posterior no componente femoral pode alterar o espaço de flexão diretamente, assim como influenciar o espaço de extensão. Isso ocorre dada a relação do contato capsular e de partes moles posteriores do joelho, que pode contribuir para a diminuição ou aumento do espaço de extensão.[17,18] Os resultados do presente estudo demonstram que, em mulheres, nenhum implante femoral apresentou variações máximas de divergências médias maiores que 3 mm para a medida AP. No entanto, quatro implantes apresentaram

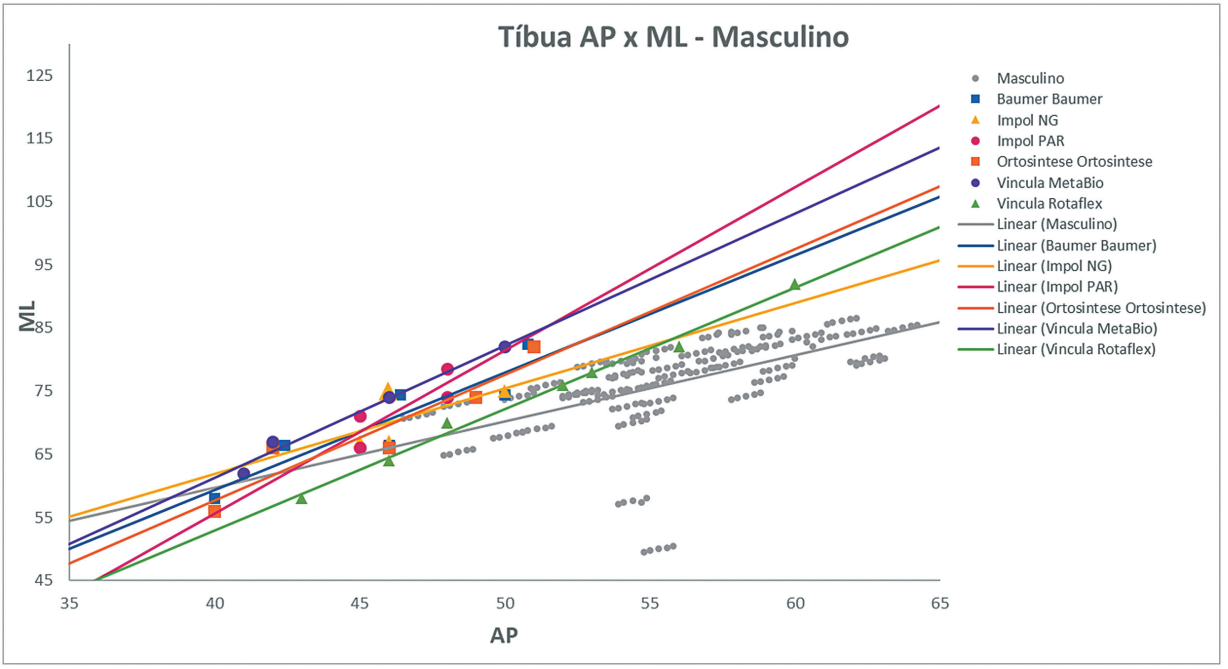


Fig. 6 Linhas de regressão ML *versus* AP das medidas da tíbia em homens e implantes Baumer, NG, PAR, Ortosintese, MetaBio e Rotaflex.

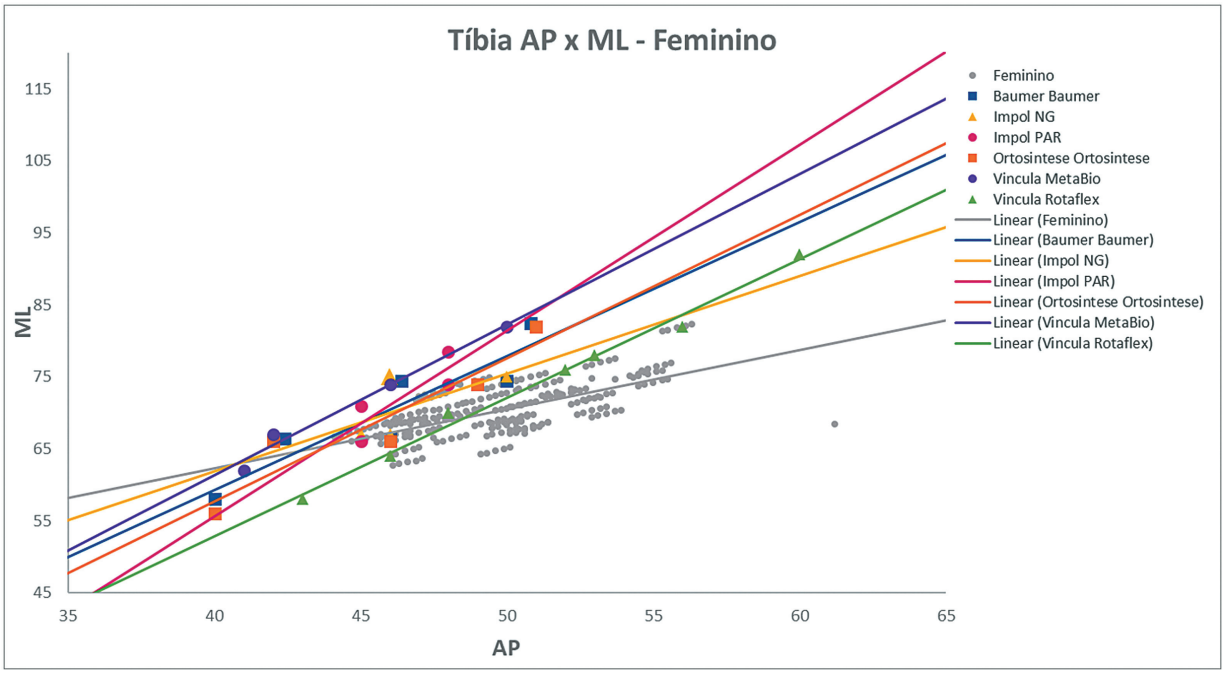


Fig. 7 Linhas de regressão ML *versus* AP das medidas da tíbia em mulheres e implantes Baumer, NG, PAR, Ortosintese, MetaBio e Rotaflex.

média com divergências maiores que 3 mm em homens (PAR e NG, Nex Gen, Indus). Desta forma, os componentes femorais demandam mais planejamento devido a influência nos espaços articulares caso seja necessário modificação do dimensionamento AP, principalmente nos homens brasileiros.

Cirurgiões devem se atentar para risco de invasão de corte (*notching*) na cortical anterior quando a divergência de medida AP for maior que 3 mm devido ao maior risco de fraturas periprotéticas.[19] Nenhum implante femoral feminino apresentou média maior que 3 mm. No entanto, os resultados de fêmures masculinos demandam atenção, já que 10 implantes (Scorpio, Sartori, Ortosintese, MetaBio, PAR, Baumer, NG, Sigma, Nex Gen, Indus) apresentaram divergência na maioria das amostras ósseas maiores que 3 mm comparados ao melhor implante AP, aumentando risco de invasão do corte cortical a depender do tipo de guia utilizado no procedimento.

Em relação a divergência na acomodação dos implantes femorais para a medida ML, observou-se maior relevância

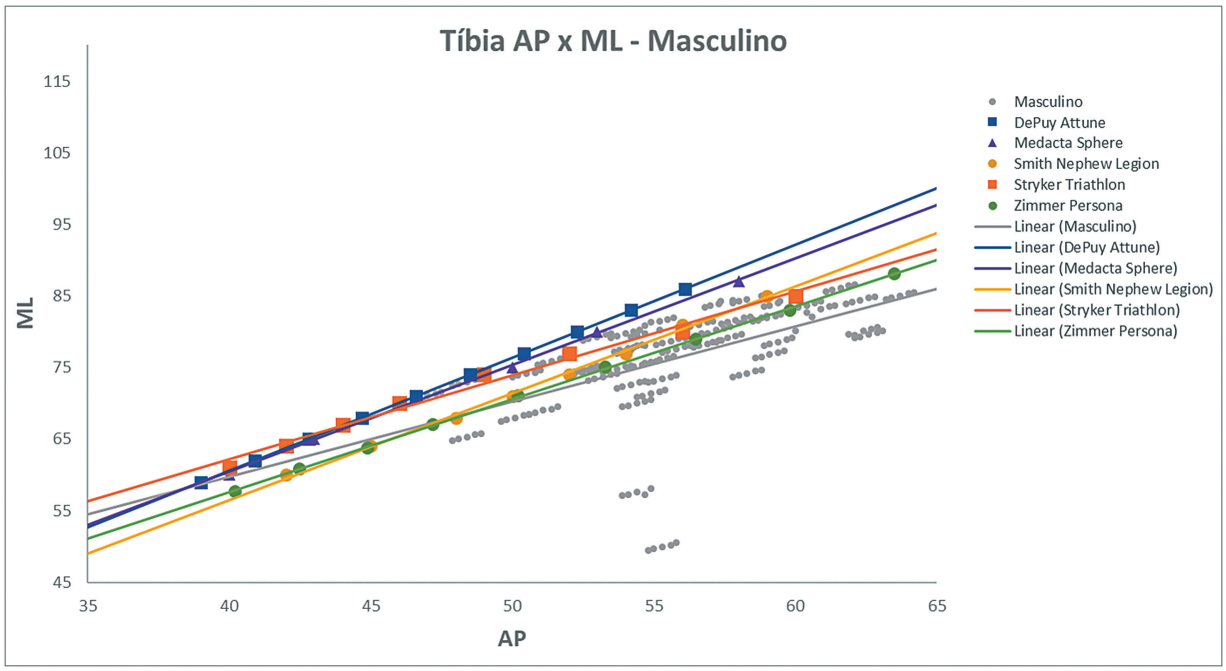


Fig. 8 Linhas de regressão ML *versus* AP das medidas da tíbia em homens e implantes Attune, Sphere, Legion, Triathlon e Persona.

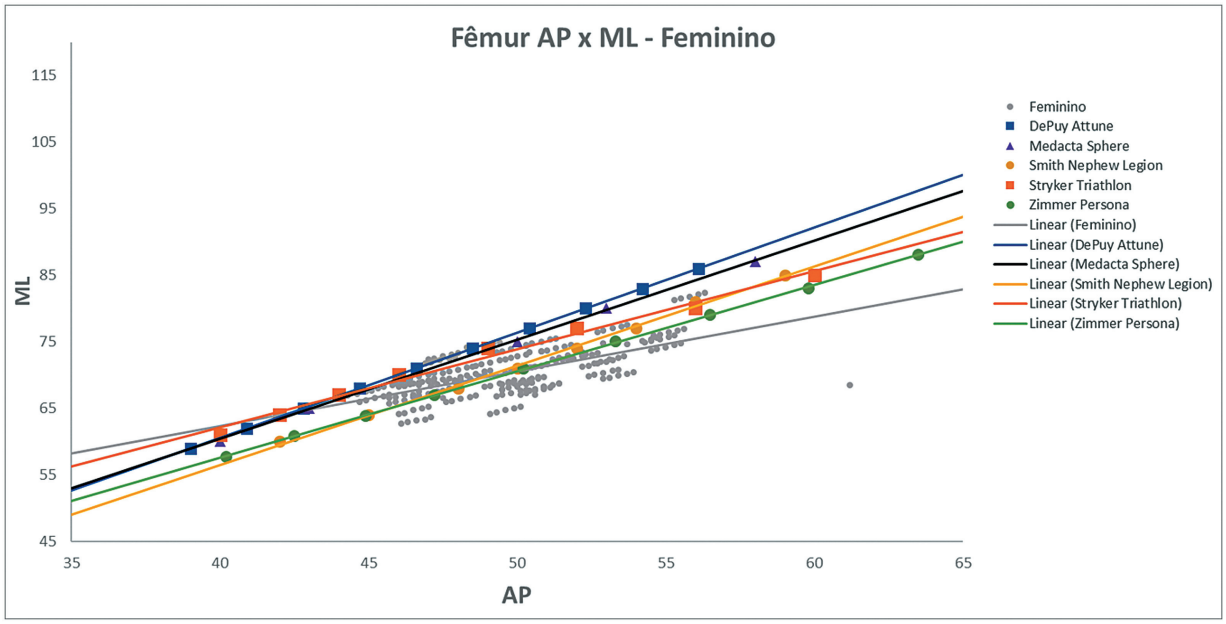


Fig. 9 Linhas de regressão ML *versus* AP das medidas da tíbia em mulheres e implantes Attune, Sphere, Legion, Triathlon e Persona.

clínica nas mulheres, com valores médios para a cobertura ideal variando em 4,22 mm. Isso indica que os implantes estudados apresentam relação de acomodação ML menos "customizadas" para os fêmures das mulheres brasileiras se comparado aos homens. Os resultados reforçam a necessidade de implantes estreitos para favorecer essa população. A presença de implantes sobre aumento mediolateral é um fato clínico relevante, pois cirurgiões podem precisar subdimensionar o implante a fim de não proporcionar contato com estruturas capsuloligamentares periarticulares que potencializam dor pós-operatória. Ressalta-se que, quando subdimensionar o implante femoral é necessário para acomodação ML influencia diretamente nos dimensionamentos dos espaços articulares, principalmente o de flexão.

A relação ML dos fêmures de homens foram mais largas comparado às mulheres. Esta mesma característica foi demonstrada na população hispânica no estudo de McNamara et al.[12] Diante destes achados, seria oportuno que existissem implantes estreitos que sustentam a mesma distância AP com menor dimensão ML, assim como implantes largos com a mesma distância AP e distâncias ML mais alongadas. Isso ofereceria melhor acomodação óssea a

Rev Bras Ortop Vol. 60 No. 4/2025 © 2025. The Author(s).

Tabela 6 Ranking dos implantes para a acomodação dos implantes nos pacientes do sexo feminino

		Valores utilizados para calcular o Escore Final					
		Valores tíbia			Valores fêmur		
Fabricante; prótese	Escore final	Valor da distância euclidiana	Ranking	Valor normalizado	Valor da distância euclidiana	Ranking	Valor normalizado
United Orthopedic; U2	0,11	2,66	3	0,11	2,36	2	0,00
Aesculap; Columbus	0,14	2,74	4	0,13	2,39	4	0,00
Smith & Nephew; Legion	0,27	2,19	1	0,00	3,97	16	0,27
Maxx Orthopedics; Freedom	0,20	2,76	5	0,14	2,76	7	0,07
Zimmer; Persona	0,27	2,54	2	0,08	3,47	13	0,19
Meril; Freedom	0,25	2,92	7	0,17	2,79	8	0,07
Vincula; Rotaflex	0,48	2,83	6	0,15	4,31	19	0,33
Microport; Advance	0,45	3,37	9	0,28	3,36	11	0,17
Medacta; Sphere	0,39	3,81	19	0,39	2,36	1	0,00
Link; Gemini	0,48	3,95	21	0,42	2,72	6	0,06
Stryker; Triathlon	0,53	3,63	10	0,35	3,49	14	0,19
DePuy; Attune	0,51	3,81	18	0,39	3,09	9	0,12
Orthovasive; Indus	0,55	3,63	11	0,35	3,61	15	0,21
DePuy; Sigma	0,58	3,85	20	0,40	3,45	12	0,18
Link; Symphoknee	0,52	4,35	23	0,52	2,39	3	0,00
Stryker; Scorpio	0,65	3,71	16	0,37	4,06	17	0,28
Implantcast; ACS Knee System	0,66	4,83	25	0,63	2,53	5	0,03
Zimmer; Nex Gen	0,99	3,31	8	0,27	6,66	22	0,72
Impol; NG	0,96	3,68	13	0,36	5,99	21	0,61
Impol; PAR	0,96	4,41	24	0,53	4,88	20	0,42
Sartori; Sartori	1,16	3,68	14	0,36	7,14	23	0,80
Baumer; Baumer	1,22	3,66	12	0,35	7,56	24	0,87
Vincula; MetaBio	1,26	3,70	15	0,36	7,73	25	0,90
Ortosintese; Ortosintese	1,39	3,80	17	0,39	8,35	26	1,00
Peter Brehm; BPK-S	1,31	6,35	26	1,00	4,22	18	0,31

Tabela 7 Ranking dos implantes para a acomodação dos implantes nos pacientes do sexo masculino

		Valores utilizados para calcular o escore final					
		Valores para a tíbia			Valores para o fêmur		
Fabricante; prótese	Escore final	Valor da distância euclidiana	Ranking	Valor normalizado	Valor da distância euclidiana	Ranking	Valor normalizado
Zimmer; Persona	0,01	3,27	1	0,00	3,55	2	0,01
Microport; Advance	0,05	3,38	2	0,02	3,63	3	0,03
Smith & Nephew; Legion	0,08	3,50	3	0,04	3,68	6	0,04
Aesculap; Columbus	0,23	4,34	4	0,18	3,73	7	0,06
Stryker; Triathlon	0,18	4,39	6	0,18	3,52	1	0,00
Vincula; Rotaflex	0,37	4,36	5	0,18	4,24	14	0,19
United Orthopedic; U2	0,39	4,72	7	0,24	4,08	9	0,15
Medacta; Sphere	0,51	5,28	8	0,33	4,19	12	0,18
Meril; Freedom	0,50	5,49	9	0,36	4,03	8	0,14
Maxx Orthopedics; Freedom	0,55	5,49	10	0,36	4,21	13	0,18
DePuy; Attune	0,47	5,94	14	0,44	3,65	5	0,04
Link; Symphoknee	0,51	6,18	15	0,48	3,64	4	0,03
Link; Gemini	0,70	5,75	12	0,41	4,64	15	0,30
Stryker; Scorpio	0,76	5,77	13	0,41	4,85	16	0,35
Implantcast; ACS Knee System	0,74	6,84	18	0,59	4,10	10	0,15
DePuy; Sigma	1,12	5,74	11	0,41	6,21	23	0,71
Ortosintese; Ortosintese	1,04	6,44	17	0,52	5,49	18	0,52
Sartori; Sartori	1,08	7,10	19	0,63	5,24	17	0,46
Peter Brehm; BPK-S	1,06	8,72	24	0,89	4,15	11	0,17
Baumer; Baumer	1,22	7,20	20	0,64	5,70	21	0,58
Vincula; MetaBio	1,24	7,58	21	0,71	5,54	19	0,53
Impol; NG	1,51	8,61	23	0,88	5,92	22	0,63
Impol; PAR	1,56	9,37	26	1,00	5,64	20	0,56
Zimmer; Nex Gen	1,63	7,90	22	0,76	6,80	24	0,87
Orthovasive; Indus	1,98	9,22	25	0,98	7,30	25	1,00

depender da variação de cada paciente, já que a falta de cobertura óssea ML femoral leva a apoios distantes das corticais. Apoio em osso esponjoso com menor resistência mecânica potencializa complicações, como afundamento ósseo tanto no fêmur quanto na tíbia.

Vale notar que as diferenças médias milimétricas para a distância ML ficaram abaixo de 5 mm, no geral. Essa distância distribuída nos compartimentos medial e lateral não representa relevância clínica para desfecho, sendo aceitável como sub- ou sobredimensionamento do implante sem comprometimento técnico no fêmur e tíbia.

Em relação aos resultados observados para os implantes tibiais observou-se que os implantes se acomodam melhor nas anatomias das mulheres comparado aos homens, principalmente devido à distância AP. Ainda que possa diminuir o apoio cortical posterior e, consequentemente, expor o implante a qualidade óssea esponjosa, não houve preocupação com hiperdimensionamento, no qual o implante está em contato com estruturas capsulares e tendíneas posteriores, podendo provocar desconforto e dor pós-operatória.[20,21]

Estudos sobre os aspectos morfológicos dos joelhos populacionais são amplamente observados com resultados satisfatórios para o desfecho adaptativo anatômico. Yue et al.[22] Cheng et al.[5,9] estudaram as relações antropométricas tibiais proximais asiáticas e compararam com outras populações, demonstrando diferenças morfológicas articulares. Além disso, Vaidya et al.[23] Urabe et al.[24] e Chaichankul et al.[25] estudaram as relações dos componentes de ATJ com as morfologias epifisárias nas populações indiana, japonesa e tailandesa, demonstrando boa relação de correspondência de mensuração. Desta forma, ainda que existam variações anatômicas observadas nas diferentes populações mundiais para uma customização plena dos implantes disponíveis para a ATJ, os dimensionamentos disponíveis atendem, de maneia geral, a cobertura óssea e funcionalidade.

Ainda assim, Ho et al.[26] encontraram que a relação de alguns implantes pode não ser satisfatória para a população chinesa. Em relação ao ranqueamento dimensional AP versus ML tanto para o componente femoral e tibial observou-se destaque para os implantes importados com as melhores proporções para ambos os sexos. Em relação aos implantes nacionais, destacou-se o implante Rotaflex, ranqueado na sétima e sexta posição para mulheres e homens. Neste contexto, observa-se oportunidade de otimização para o desenvolvimento morfológico de implantes nacionais a fim de melhorar o "vestimento" articular para nossa população.

O presente estudo possui limitações e os resultados devem ser analisados com senso crítico. Não foram analisados os perfis biométricos de altura e peso dos pacientes, atrapalhando nossa compreensão de como as divergências anatômicas da população podem estar relacionadas a outras características biotípicas, assim como as variações de tamanho articulares que poderiam influenciar na customização em acordo com os números de componentes de cada fabricante.

Adicionalmente, não foram analisados os perfis de miscigenação das amostras para determinar se os grupos estudados poderiam ter vieses de raça ou cor. Os cortes ósseos parametrizados no estudo radiológico podem não corresponder aos operativos, a depender das condições cirúrgicas (hipoplasias ou defeitos ósseos). Essa divergência agregaria viés de transposição aos resultados.

Outro fator limitante do estudo foi não avaliar as medidas tibiais AP laterais em implantes assimétricos. É possível que os implantes anatômicos podem apresentar melhores acomodações laterais que os implantes não anatômicos, fato não analisado.

As relações de intercambialidade entre os implantes femorais e tibiais para os casos de divergências de dimensionamento ósseo nos pacientes também não foram analisadas.

O ranqueamento realizado corresponde aos achados morfológicos da população analisada e pode não corresponder a toda população brasileira.

Conclusão

Os implantes estudados apresentam satisfatória cobertura óssea articular dos joelhos de população brasileira, com pequenas variações de dimensões. Entretanto, foram encontrados resultados com diferenças maiores do que 10 mm. Implantes importados se demonstraram mais customizáveis que os brasileiros em nossa população.

Contribuições dos autores

MCF: validação, visualização, conceptualização, curadoria de dados, análise formal, investigação, metodologia, redação – rascunho original e redação – revisão & edição; CESF: incentivo da pesquisa, validação, visualização e redação – revisão & edição; LFMA: validação, conceptualização e redação – revisão & edição; ESM: validação, conceptualização, curadoria de dados, visualização e redação – revisão & edição; MSK: validação, conceptualização, visualização e redação – revisão & edição; e MVML: incentivo da pesquisa, validação, conceptualização, visualização e redação – revisão & edição.

Suporte Financeiro

Os autores declaram que não receberam suporte financeiro de agências dos setores públicos, privados ou sem fins lucrativos para a realização deste estudo.

Conflito de Interesses

Os autores declaram que apresentam conflitos de interesse para os fabricantes de materiais ortopédicos Smith & Nephew, Baumer, Johnson & Johnson e Zimmer.

Referências

1 Loures FB, Carrara RJ, Góes RFA, et al. Anthropometric study of the knee in patients with osteoarthritis: intraoperative measurement versus magnetic resonance imaging. Radiol Bras 2017;50(03): 170–175. Doi: 10.1590/0100-3984.2016.0007

2 Ferreira MC, Oliveira JCP, Zidan FF, et al. Total knee and hip arthroplasty: the reality of assistance in Brazilian public health care. Rev Bras Ortop 2018;53(04):432–440. Doi: 10.1016/j.rboe.2018.05.002

3 Theis KA, Murphy LB, Guglielmo D, et al. Prevalence of Arthritis and Arthritis-Attributable Activity Limitation - United States, 2016-2018. MMWR Morb Mortal Wkly Rep 2021;70(40):1401–1407. Doi: 10.15585/mmwr.mm7040a2

4 Brasil. Presidência da República. Secretaria de Comunicação Social. Quantos brasileiros vivem no exterior. Brasília, 2024 Disponível em: https://www.gov.br/secom/pt-br/fatos/brasil-contra-fake/noticias/2024/quantos-brasileiros-vivem-no-exterior

5 Cheng CK, Lung CY, Lee YM, Huang CH. A new approach of designing the tibial baseplate of total knee prostheses. Clin Biomech (Bristol, Avon) 1999;14(02):112–117. Doi: 10.1016/s0268-0033(98)00054-0

6 Klug A, Gramlich Y, Rudert M, et al. The projected volume of primary and revision total knee arthroplasty will place an immense burden on future health care systems over the next 30 years. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2021;29(10):3287–3298. Doi: 10.1007/s00167-020-06154-7

7 Mahfouz M, Fatah EEA, Bowers LS, Scuderi G. Three-dimensional morphology of the knee reveals ethnic differences. Clin Orthop Relat Res 2012;470(01):172–185. Doi: 10.1007/s11999-011-2089-2

8 Figgie HE III, Goldberg VM, Heiple KG, Moller HS III, Gordon NH. The influence of tibial-patellofemoral location on function of the knee in patients with the posterior stabilized condylar knee prosthesis. J Bone Joint Surg Am 1986;68(07):1035–1040

9 Cheng FB, Ji XF, Lai Y, et al. Three dimensional morphometry of the knee to design the total knee arthroplasty for Chinese population. Knee 2009;16(05):341–347. Doi: 10.1016/j.knee.2008.12.019

10 Han H, Oh S, Chang CB, Kang SB. Anthropometric difference of the knee on MRI according to gender and age groups. Surg Radiol Anat 2016;38(02):203–211. Doi: 10.1007/s00276-015-1536-2

11 Urabe K, Mahoney OM, Mabuchi K, Itoman M. Morphologic differences of the distal femur between Caucasian and Japanese women. J Orthop Surg (Hong Kong) 2008;16(03):312–315. Doi: 10.1177/230949900801600309

12 McNamara CA, Hanano AA, Villa JM, Huaman GM, Patel PD, Suarez JC. Anthropometric Measurements of Knee Joints in the Hispanic Population. J Arthroplasty 2018;33(08):2640–2646. Doi: 10.1016/j.arth.2018.03.052

13 Ha CW, Na SE. The correctness of fit of current total knee prostheses compared with intra-operative anthropometric measurements in Korean knees. J Bone Joint Surg Br 2012;94(05):638–641. Doi: 10.1302/0301-620X.94B5.28824

14 Hussain F, Abdul Kadir MR, Zulkifly AH, et al. Anthropometric measurements of the human distal femur: a study of the adult Malay population. BioMed Res Int 2013;2013:175056. Doi: 10.1155/2013/175056

15 American Association of Hip and Knee Surgeon (AAHKS) Hip and Knee Implants. Hip Knee Update 2024;35(03):1–26. Disponível em: https://www.aahks.org/wp-content/uploads/2024/09/2024-Hip-and-Knee.pdf

16 Uehara K, Kadoya Y, Kobayashi A, Ohashi H, Yamano Y. Anthropometry of the proximal tibia to design a total knee prosthesis for the Japanese population. J Arthroplasty 2002;17(08):1028–1032. Doi: 10.1054/arth.2002.35790

17 Onodera T, Majima T, Nishiike O, Kasahara Y, Takahashi D. Posterior femoral condylar offset after total knee replacement in the risk of knee flexion contracture. J Arthroplasty 2013;28(07):1112–1116. Doi: 10.1016/j.arth.2012.07.029

18 Leie MA, Klasan A, Yeo WW, Misso D, Coolican M. Decreasing Posterior Femoral Condyle Offset Improves Intraoperative Correction of Flexion Contracture in Total Knee Arthroplasty. J Knee Surg 2022;35(06):653–660. Doi: 10.1055/s-0040-1716415

19 Zalzal P, Backstein D, Gross AE, Papini M. Notching of the anterior femoral cortex during total knee arthroplasty characteristics that increase local stresses. J Arthroplasty 2006;21(05):737–743. Doi: 10.1016/j.arth.2005.08.020

20 Finsterwald MA, Lu V, Andronic O, Prosser GH, Yates PJ, Jones CW. Popliteal tendon impingement as a cause of pain following total knee arthroplasty: a systematic review. Arthroplasty 2023;5(01):45. Doi: 10.1186/s42836-023-00201-7

21 Lynch JT, Perriman DM, Scarvell JM, et al. The influence of total knee arthroplasty design on kneeling kinematics: a prospective randomized clinical trial. Bone Joint J 2021;103-B(01):105–112. Doi: 10.1302/0301-620X.103B1.BJJ-2020-0958.R1

22 Yue B, Varadarajan KM, Ai S, et al. Differences of knee anthropometry between Chinese and white men and women. J Arthroplasty 2011;26(01):124–130. Doi: 10.1016/j.arth.2009.11.020

23 Vaidya SV, Ranawat CS, Aroojis A, Laud NS. Anthropometric measurements to design total knee prostheses for the Indian population. J Arthroplasty 2000;15(01):79–85. Doi: 10.1016/s0883-5403(00)91285-3

24 Urabe K, Miura H, Kuwano T, et al. Comparison between the shape of resected femoral sections and femoral prostheses used in total knee arthroplasty in Japanese patients: simulation using three-dimensional computed tomography. J Knee Surg 2003;16(01):27–33

25 Chaichankul C, Tanavalee A, Itiravivong P. Anthropometric measurements of knee joints in Thai population: correlation to the sizing of current knee prostheses. Knee 2011;18(01):5–10. Doi: 10.1016/j.knee.2009.12.005

26 Ho WP, Cheng CK, Liau JJ. Morphometrical measurements of resected surface of femurs in Chinese knees: correlation to the sizing of current femoral implants. Knee 2006;13(01):12–14. Doi: 10.1016/j.knee.2005.05.002

Achados à RM dinâmica e a escala mJOA: Estabelecimento de correlações na avaliação clínica

Dynamic MRI Findings and the mJOA Scale: Establishing Correlations in the Clinical Assessment

Ricardo André Acácio dos Santos[1] Raphael de Rezende Pratali[2]
Mariana Demétrio de Sousa Pontes[1] Carlos Fernando P. S. Herrero[1]

[1] Departamento de Ortopedia e Anestesiologia, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, SP, Brasil
[2] Departamento de Ortopedia, Hospital do Servidor Público Estadual, São Paulo, SP, Brasil

Endereço para correspondência Mariana Demétrio de Sousa Pontes, Rua Desembargador Motta, 1.070, Água Verde, Curitiba, PR, 80250–060, Brasil (e-mail: marianadpontes@gmail.com).

Rev Bras Ortop 2025;60(4):s00451811929.

Resumo

Objetivo Investigar a correlação entre a pontuação na escala modificada da Japanese Orthopaedic Association (mJOA) e os achados de ressonância magnética dinâmica (RMD) em pacientes diagnosticados com mielopatia cervical degenerativa (MCD).

Métodos Conduzimos um estudo de coorte retrospectiva. Todos os pacientes foram submetidos a um exame de RMD da coluna cervical usando o mesmo equipamento. Os parâmetros anatômicos avaliados foram o diâmetro da medula espinhal (DME) e a largura do canal vertebral (LCV). O DME foi medido como a distância entre o ponto médio da porção posterior do disco intervertebral e a margem anterior do ligamento amarelo. A LCV foi medida como a distância entre as margens anterior e posterior da medula espinhal no ponto exato de avaliação do DME. A escala mJOA foi escolhida para avaliação do estado funcional. As confiabilidades intra e interobservador dos parâmetros morfométricos da ressonância magnética (RM) foram calculadas segundo o coeficiente de correlação intraclasse (CCI), e valores de $p < 0,05$ foram considerados estatisticamente significativos.

Resultados A avaliação intraobservador do DME teve concordância quase perfeita, e a avaliação interobservador da LCV apresentou forte concordância. A pontuação na mJOA variou de 6 a 18. Houve uma correlação fraca e não estatisticamente significativa entre os parâmetros DME e LCV.

Palavras-chave
- diagnóstico
- ressonância magnética
- vértebras cervicais

Estudo desenvolvido no Departamento de Ortopedia e Anestesiologia, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, SP, Brasil.

recebido
19 de maio de 2025
aceito
15 de julho de 2025

DOI https://doi.org/10.1055/s-0045-1811929.
ISSN 0102-3616.

© 2025. The Author(s).
This is an open access article published by Thieme under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International License, permitting copying and reproduction so long as the original work is given appropriate credit (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

Thieme Revinter Publicações Ltda., Rua Rego Freitas, 175, loja 1, República, São Paulo, SP, CEP 01220-010, Brazil

Conclusão Não identificamos uma correlação entre as medidas do canal vertebral cervical obtidas em exames de RMD e a gravidade clínica dos pacientes com MCD medida pela escala mJOA. Devido ao pequeno tamanho da amostra, esses achados devem ser interpretados com cautela.

Abstract

Objective To investigate the correlation between the score on the modified Japanese Orthopaedic Association (mJOA) scale and the dynamic magnetic resonance (DMR) findings in patients diagnosed with degenerative cervical myelopathy (DCM).

Methods We conducted a retrospective cohort study. All patients underwent a DMR examination of the cervical spine using the same device. The anatomic parameters evaluated were the spinal canal diameter (SCD) and the spinal canal width (SCW). The SCD was measured as the distance between the midpoint of the posterior portion of the intervertebral disc and the anterior margin of the yellow ligament. The SCW was measured as the distance between the anterior and posterior margins of the spinal cord at the exact point used to assess the SCD. The mJOA scale was chosen to assess the functional status. The intra and interobserver reliability of the morphometric parameters of the magnetic resonance imaging (MRI) were calculated using the intraclass correlation coefficient (ICC), and values of $p < 0.05$ were considered statistically significant.

Results Regarding the intraobserver evaluation of the SCD, an almost perfect agreement was achieved, and the SCW's interobserver evaluation presented a strong agreement. The mJOA score ranged from 6 to 18, and there was a weak, non-statistically significant correlation between the SCD and SCW parameters.

Conclusion We could not identify a correlation involving the cervical spinal canal measurements obtained from DMR exams and the clinical severity of patients with DCM measured using the mJOA score. Due to the small sample size, these findings should be interpreted with caution.

Keywords
- cervical vertebrae
- diagnosis
- magnetic resonance

Introdução

A mielopatia cervical degenerativa (MCD) é a causa mais comum de disfunção da medula espinhal em pacientes com mais de 60 anos.[1] O desenvolvimento de MCD está associado à degeneração da coluna cervical relacionada à idade e à compressão da medula espinhal pelo tecido degenerado anormal.[1,2] Pacientes com MCD sintomática podem apresentar uma combinação de disfunções motora, sensorial e autonômica e, consequentemente, redução da qualidade de vida.[1,2]

Diversos questionários podem ser usados para avaliar a gravidade da deficiência física, o estado clínico do paciente e a eficácia do tratamento.[3] Entre esses instrumentos, a pontuação na escala modificada da Japanese Orthopaedic Association (mJOA) tornou-se uma das medidas de desfecho mais utilizadas para a avaliação do estado funcional em pacientes com MCD.[4–6]

Embora a avaliação da compressão da medula espinhal e o diagnóstico de MCD sejam baseados principalmente na avaliação clínica, o papel crucial da ressonância magnética (RM) neste processo é bem reconhecido.[7] Embora estudos anteriores[8,9] com achados de RM tenham demonstrado que esse exame auxilia na determinação do prognóstico do tratamento cirúrgico, nem todos os parâmetros foram úteis. Os fatores que demonstraram ter influência na avaliação incluem a duração da hiperintensidade em T2, a estenose congênita, a espondilolistese cervical e a hipointensidade em T1.[8–14]

A RM dinâmica (RMD), que inclui a avaliação da coluna cervical durante a flexão e a extensão, pode refletir melhor o impacto biomecânico em tempo real do movimento na medula espinhal do que a RM estática.[3,8,9] Isto é particularmente relevante na MCD, em que os sintomas muitas vezes flutuam conforme a posição do pescoço. Além disso, a compressão transitória da medula espinhal pode não ser totalmente capturada em imagens convencionais.[3,8,9] Recentemente, outros estudos[3,8,9] investigaram o papel da RM em pacientes com MCD, e demonstraram alterações significativas nas medidas do canal vertebral cervical em um subgrupo de indivíduos acometidos; os autores afirmaram que esses resultados podem explicar os achados do exame clínico e, consequentemente, influenciar os desfechos do tratamento cirúrgico.

Portanto, estudamos dados de um subconjunto de pacientes com MCD de uma pesquisa prospectiva para avaliar a correlação entre os achados clínicos (ou seja, a pontuação na mJOA) e os achados de RMD.

Materiais e Métodos

Delineamento Experimental e Coleta de Dados

O Comitê de Ética e o Conselho de Revisão Interna do hospital aprovaram o estudo, e todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido antes do início da coleta de dados. Esta pesquisa foi definida como um estudo de coorte prospectiva com o objetivo de avaliar a confiabilidade de uma técnica de imagem por RMD cervical em pacientes diagnosticados com MCD com base em achados preliminares já publicados.

Os participantes tinham diagnóstico clínico de MCD confirmado por RM e, posteriormente, foram submetidos a procedimentos cirúrgicos padrão para o tratamento. Os critérios de inclusão foram o preenchimento do questionário mJOA, a realização do exame de RMD e o consentimento para a participação no estudo. Os pacientes que haviam sido submetidos a cirurgias prévias da coluna cervical ou que apresentavam outras doenças ortopédicas, neurológicas ou psiquiátricas que pudessem influenciar os desfechos clínicos foram excluídos. Dos 168 candidatos que responderam ao questionário mJOA, 18 pacientes (14 homens e 4 mulheres) preencheram os critérios de inclusão e tinham imagens de RMD disponíveis para análise subsequente.

Aquisição e Avaliação de Imagens

Todos os pacientes incluídos foram submetidos a uma avaliação por RMD da coluna cervical em equipamento Achieva padronizado de 1,5 Tesla fabricado pela Philips. A análise das imagens foi realizada com o programa OsiriX MD, versão 7.0, de 64 bits (Primeo SARL), em aumento de 300%. As imagens foram analisadas por dois cirurgiões de coluna independentes. Um desses observadores repetiu a avaliação após 30 dias para analisar a confiabilidade intraobservador, usando o mesmo protocolo, computador e programa.

Medidas Anatômicas

Os parâmetros anatômicos avaliados foram o diâmetro da medula espinhal (DME) e a largura do canal vertebral (LCV). A LCV foi calculada medindo-se a distância entre o ponto médio da parte posterior do disco intervertebral e o limite anterior do ligamento amarelo (►**Fig. 1A**). O DME foi determinado como a distância da margem anterior à margem posterior da medula espinhal no mesmo ponto de medida da LCV (►**Fig. 1B**). Todas as medidas foram lineares e registradas em milímetros (±1,0 mm), capturadas em imagens da linha média, em sequências ponderadas em T2 no plano sagital, nas posições neutra, em flexão e em extensão, nos espaços discais C2-C3 a C6-C7.

Avaliação Clínica

A escala mJOA foi escolhida para a avaliação do estado funcional. Esta escala de 18 pontos sobre a MCD quantifica separadamente a função motora dos membros superiores (5 pontos) e inferiores (7 pontos), a sensibilidade (3 pontos) e o controle de esfíncteres (3 pontos).[5]

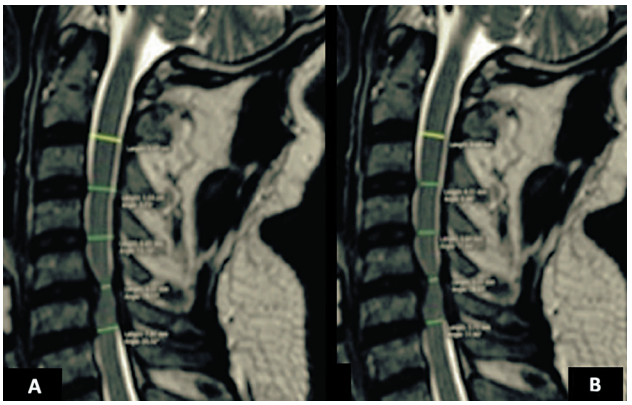


Fig. 1 Imagem de ressonância magnética sagital cervical ponderada em T2. (**A**) Largura do canal vertebral. (**B**) Diâmetro da medula espinhal.

Análise Estatística

Para a análise estatística, foi usado o programa STATA13 (StataCorp LLC). As confiabilidades intra e interobservador dos parâmetros morfométricos da RMD foram calculadas usando o coeficiente de correlação intraclasse (CCI), com um IC95%. Valores de CCI de 0,00 a 0,20 indicaram concordância baixa, de 0,21 a 0,40, concordância razoável, de 0,41 a 0,60, concordância moderada, de 0,61 a 0,80, concordância forte, e de 0,81 a 1,00, concordância quase perfeita. A análise de correlação estatística considerou a gravidade da MCD, representada pela pontuação na mJOA, e as medidas dinâmicas usando o teste de correlação de postos de Spearman. Valores de $p < 0,05$ foram considerados estatisticamente significativos.

Resultados

Pacientes

Ao todo, 18 pacientes elegíveis concluíram o protocolo de RMD, preencheram os critérios de inclusão e foram analisados neste estudo. Os pacientes eram 14 homens e 4 mulheres, com média de idade de 60 (variação: 37–76) anos.

Confiabilidade Interobservador

Na avaliação do DME, os valores médios do CCI de todos os níveis discais na confiabilidade interobservador foram de 0,90 em posição neutra e de 0,92 em flexão e extensão (►**Tabela 1**). A confiabilidade interobservador da LCV apresentou um valor médio de CCI de 0,80, 0,88 e 0,87 nas posições neutra, em flexão e em extensão, respectivamente (►**Tabela 1**).

Confiabilidade Intraobservador

Em relação à confiabilidade intraobservador dos valores de DME, o CCI médio foi de 0,97 em posição neutra, de 0,96 em flexão e de 0,97 em extensão; todos os níveis discais apresentaram CCI superior a 0,90 em todas as posições. Na avaliação da LCV, os valores médios do CCI foram de 0,94 em posição neutra, de 0,87 em flexão e de 0,94 em extensão. Os valores de CCI em todos os níveis discais foram superiores a 0,8 em todas as posições. A ►**Tabela 2** apresenta a

Tabela 1 Confiabilidade interobservador quanto à largura do canal espinhal e ao diâmetro da medula espinhal segundo o coeficiente de correlação intraclasse

	Flexão (IC95%)	Posição neutra (IC95%)	Extensão (IC95%)
	Largura do canal espinhal		
C2–C3	0,94 (0,86–0,98)	0,95 (0,87–0,98)	0,97 (0,92–0,98)
C3–C4	0,89 (0,73–0,96)	0,98 (0,95–0,99)	0,95 (0,88–0,98)
C4–C5	0,87 (0,66–0,95)	0,94 (0,86–0,98)	0,89 (0,70–0,95)
C5–C6	0,93 (0,83–0,97)	0,93 (0,81–0,97)	0,92 (0,78–0,98)
C6–C7	0,90 (0,75–0,96)	0,83 (0,56–0,93)	0,91 (0,78–0,96)
	Diâmetro da medula espinhal		
C2–C3	0,84 (0,59–0,94)	0,96 (0,91–0,98)	0,94 (0,86–0,98)
C3–C4	0,92 (0,80–0,97)	0,95 (0,88–0,98)	0,94 (0,84–0,97)
C4–C5	0,84 (0,57–0,94)	0,91 (077,–0,96)	0,95 (0,89–0,98)
C5–C6	0,95 (0,87–0,98)	0,95 (0,87–0,98)	0,90 (0,75–0,96)
C6–C7	0,73 (0,29–0,90)	0,82 (0,54–0,93)	0,82 (0,52–0,93)

Tabela 2 Confiabilidade intraobservador quanto à largura do canal espinhal e ao diâmetro da medula espinhal segundo o coeficiente de correlação intraclasse

	Flexão (IC95%)	Posição neutra (IC95%)	Extensão (IC95%)
	Largura do canal espinhal		
C2–C3	0,96 (0,91–0,98)	0,98 (0,97–0,99)	0,99 (0,97–0,99)
C3–C4	0,98 (0,95–0,99)	0,99 (0,98–0,99)	0,98 (0,97–0,99)
C4–C5	0,94 (0,86–0,98)	0,96 (0,91–0,98)	0,99 (0,99–0,99)
C5–C6	0,98 (0,96–0,99)	0,98 (0,94–0,99)	0,93 (0,83–0,97)
	Diâmetro da medula espinhal		
C2–C3	0,84 (0,59–0,94)	0,96 (0,91–0,98)	0,94 (0,86–0,98)
C3–C4	0,92 (0,80–0,97)	0,95 (0,88–0,98)	0,94 (0,84–0,97)
C4–C5	0,84 (0,57–0,94)	0,91 (0,77–0,96)	0,95 (0,89–0,98)
C5–C6	0,95 (0,87–0,98)	0,95 (0,87–0,98)	0,90 (0,75–0,96)

descrição completa dos valores do CCI em cada posição e nível discal.

Correlação entre os Achados à RMD e a Pontuação na mJOA

A pontuação na mJOA variou de 6 a 18, com mediana de 15. O teste de classificação de Spearman, utilizado para avaliar a correlação entre os resultados obtidos na avaliação da pontuação na mJOA e o DME, demonstrou uma correlação positiva baixa na posição em flexão (0,191), com $p = 0{,}448$ (►**Fig. 2A**), uma relação monotônica positiva e baixa em posição neutra (0,255), com $p = 0{,}307$ (►**Fig. 2B**), e uma correlação positiva baixa na posição em extensão (0,265), com $p = 0{,}288$ (►**Fig. 2C**).

Ao avaliar a correlação entre a pontuação na mJOA e a LCV, o teste de classificação de Spearman evidenciou uma correlação positiva muito baixa (0,089), com $p = 0{,}724$, na posição em flexão (►**Fig. 3A**), uma correlação positiva baixa (0,14), com $p = 0{,}507$, em posição neutra (►**Fig. 3B**), e uma correlação negativa baixa (−0,032), com $p = 0{,}898$, na posição em extensão (►**Fig. 3C**).

Discussão

Este estudo não revelou uma associação clara entre os achados de RMD e as pontuações na escala mJOA em pacientes com MCD. A MCD é a causa mais comum de disfunção da medula espinhal, e é caracterizada pela redução das medidas do canal vertebral por alterações degenerativas exacerbadas pelos movimentos da coluna cervical que podem ser observadas à RMD cervical.[15,16] Embora a literatura[3–17] apresente visões divergentes sobre a relação entre os achados de RM e as características clínicas da MCD, este estudo é, pelo que sabemos, o primeiro a medir parâmetros morfométricos do canal vertebral cervical em exames de RMD e correlacioná-los à pontuação na escala mJOA.

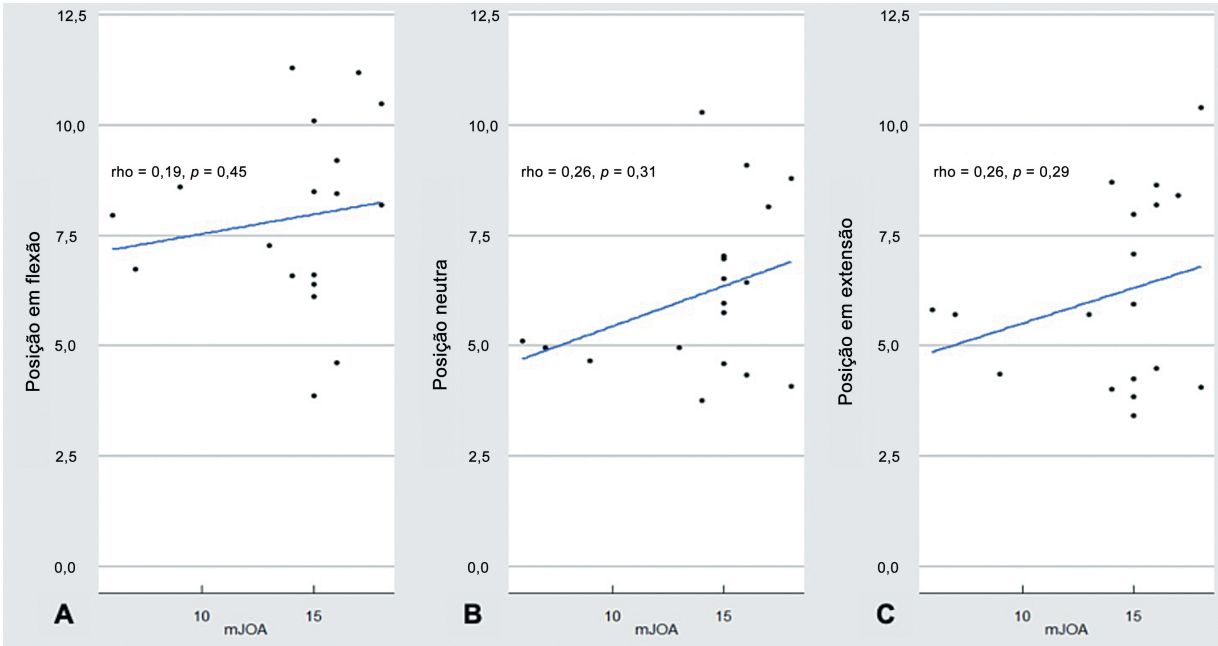


Fig. 2 Correlação entre a pontuação na escala modificada da Japanese Orthopaedic Association (mJOA) e o diâmetro da medula espinhal (DME) nas posições em flexão (**A**), neutra (**B**) e em extensão (**C**).

A RM é considerada uma importante ferramenta prognóstica em pacientes com MCD, devido à publicação de evidências que apoiam esse conceito e indicam que a redução na área transversal do canal espinhal cervical e as alterações de sinal na medula espinhal, nestes indivíduos, estão significativamente associadas à gravidade neurológica, à prevalência de manifestações clínicas específicas e à possibilidade de recuperação neurológica.[18–20] Em pacientes com MCD, a manifestação clínica é decorrente de alterações anatômicas degenerativas que causam compressão do canal vertebral. A RM da coluna cervical fornece imagens estáticas da compressão da medula espinhal.[17–19] No entanto, está bem demonstrado[15] que a compressão dinâmica resultante da hipermobilidade e da instabilidade da articulação cervical pode agravar um estreitamento existente do canal vertebral. Assim, os dados de RMD demonstraram que as diferentes

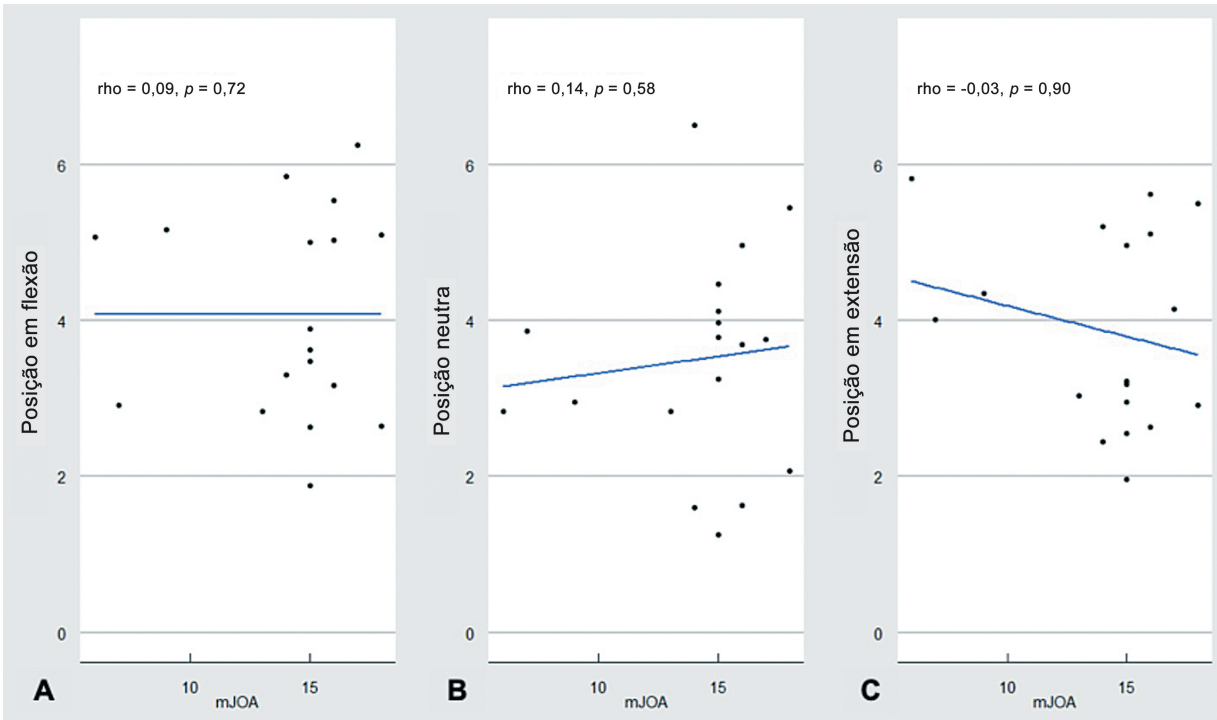


Fig. 3 Correlação entre a pontuação na escala modificada da Japanese Orthopaedic Association (mJOA) e a largura do canal vertebral (LCV) nas posições em flexão (**A**), neutra (**B**) e em extensão (**C**).

posições (neutra, em flexão e em extensão) influenciam as medidas do diâmetro do canal vertebral cervical e da medula espinhal.[9]

Esta pesquisa traz dados sobre os parâmetros morfométricos do canal vertebral e da medula espinhal cervical em pacientes com MCD com base em exames de RM adquiridos nas posições neutra, em flexão e em extensão. Avaliamos as confiabilidades inter e intraobservador dos parâmetros morfométricos da coluna cervical adquiridos com base no protocolo de RMD adotado em nossa instituição.[21] A medida de todos os parâmetros dinâmicos apresentou pelo menos concordância substancial quanto às confiabilidades inter e intraobservador. Da mesma forma, Yu et al.[22] relataram que a RMD é um método adequado para a identificação da instabilidade da coluna cervical. Outros autores[15] mostraram que pacientes com instabilidade da coluna cervical apresentaram pontuações piores na mJOA e na classificação de Nurick e sinais eletrofisiológicos piores do que os dos pacientes sem instabilidade. Além disso, Nigro et al.[16] sugeriram que os cirurgiões podem identificar mais achados associados à MCD e ao agravamento da compressão com as imagens de RMD do que com a RM cervical tradicional.

A escala mJOA, uma ferramenta útil na avaliação do MCD, foi analisada quanto à confiabilidade e validade.[5,6] Não existe um critério clínico ideal para avaliar pacientes com sintomas de compressão medular. A escala mJOA foi escolhida por ser o critério mais utilizado em estudos clínicos e por ser de fácil aplicação. Portanto, como a correlação entre os achados da RMD cervical e a gravidade da doença permanece controversa, este estudo buscou estabelecer uma correlação entre os achados da RMD cervical e a pontuação na escala mJOA.[5,6] No entanto, a correlação entre a pontuação na escala mJOA e os parâmetros morfométricos dinâmicos da coluna cervical não foi estatisticamente significativa. Além disso, embora a correlação não tenha atingido um nível de significância, o que pode ter ocorrido devido a um problema de tamanho de amostra, nenhuma das posições cervicais apresentou correlações maiores do que as demais. Isso pode sugerir que não há uma linha reta clara entre o diâmetro do canal vertebral e a mielopatia, mas que o fator mais significativo na predição de mudanças nas condições clínicas pode ser as mudanças na intensidade do sinal da medula espinhal, como visto na RM com tensor de difusão (*diffusion tensor imaging*, DTI, em inglês).[23] A ausência de correlação positiva entre a pontuação na mJOA e a LCV na posição em extensão também pode ser explicada pelo fato de o grupo de pacientes estudados apresentar níveis iniciais e de mJOA elevados.

Diversas limitações devem ser consideradas na interpretação de nossos achados. O tamanho relativamente pequeno da amostra e a homogeneidade na gravidade dos achados clínicos, representada pela variação limitada nas pontuações na mJOA, podem ter introduzido um viés de amostragem e influenciado nossos resultados. Uma coorte maior de pacientes, com uma gama mais ampla de pontuações na mJOA, pode revelar correlações estatisticamente significativas entre os achados da RMD cervical e os desfechos clínicos. Além disso, este estudo não incluiu uma avaliação das alterações do sinal da RM da medula espinhal, que podem servir como indicadores de achados clínicos mais graves e, consequentemente, piores pontuações na mJOA. Ademais, a exclusão de anomalias do sinal da medula espinhal—como hiperintensidade em T2 e métricas baseadas em DTI—representa uma limitação significativa desta análise, visto que essas variáveis podem capturar melhor o comprometimento neural subjacente e explicar déficits funcionais com mais precisão do que as medidas morfométricas isoladamente. Do ponto de vista clínico, nossos achados sugerem que, sozinhas, as medidas morfométricas da RMD podem não ser suficientes para estimar o comprometimento funcional em pacientes com MCD, o que destaca a necessidade de uma abordagem de imagem mais abrangente que inclua a avaliação do sinal da medula espinhal. Essa percepção reforça a importância da avaliação multimodal no diagnóstico e no prognóstico da MCD. Apesar dessas limitações, este estudo apresenta uma maneira inovadora de correlacionar os achados à RMD e à pontuação na mJOA, e representa um modelo para estudos futuros com populações de pacientes maiores e mais heterogêneas, bem como com a inclusão de métricas de intensidade do sinal da medula espinhal, para elucidar melhor a complexa relação entre a morfologia dinâmica do canal espinhal e a apresentação clínica na MCD.

Conclusão

Nossos resultados são conflitantes em relação a estudos já publicados, pois não foi possível identificar uma correlação entre as medidas do canal vertebral cervical à RMD e a gravidade clínica da MCD de acordo com a escala mJOA. Assim, nossos resultados reforçam a necessidade de mais pesquisas sobre RMD, uma vez que os movimentos inerentes da coluna cervical estão associados à fisiopatologia da MCD.

Contribuições dos Autores
RAAS: curadoria de dados, análise formal e investigação; RRP: metodologia, validação e redação – manuscrito original; MDSP: conceitualização e redação – revisão & edição; e CFPSH: administração do projeto, supervisão e redação – revisão & edição.

Suporte Financeiro
Os autores declaram que não receberam suporte financeiro de agências dos setores público, privado ou sem fins lucrativos para a realização deste estudo.

Conflito de Interesses
Os autores não têm conflito de interesses a declarar.

Referências

1 Benzel E, Steinmetz MP, editors. Benzel's Spine Surgery: Techniques, Complication Avoidance, and Management. 4th ed. Philadelphia: Elsevier; 2017
2 Patil PG, Turner DA, Pietrobon R. National trends in surgical procedures for degenerative cervical spine disease: 1990-2000. Neurosurgery 2005;57(04):753–758. Doi: 10.1093/neurosurgery/57.4.753

3 Tetreault L, Kopjar B, Côté P, Arnold P, Fehlings MG. A clinical prediction rule for functional outcomes in patients undergoing surgery for degenerative cervical Myelopathy Analysis of an international prospective Multicenter data Set of 757 Subjects. J Bone Joint Surg Am 2015;97(24):2038–2046. Doi: 10.2106/JBJS.O.00189

4 Bartels RHMA, Verbeek ALM, Benzel EC, Fehlings MG, Guiot BH. Validation of a translated version of the modified Japanese orthopaedic association score to assess outcomes in cervical spondylotic myelopathy: an approach to globalize outcomes assessment tools. Neurosurgery 2010;66(05):1013–1016. Doi: 10.1227/01.NEU.0000368391.79314.6F

5 Kato S, Oshima Y, Oka H, et al. Comparison of the Japanese Orthopaedic Association (JOA) score and modified JOA (mJOA) score for the assessment of cervical myelopathy: a multicenter observational study. PLoS One 2015;10(04):e0123022. Doi: 10.1371/journal.pone.0123022

6 Pratali RR, Smith JS, Motta RL, et al. A Brazilian Portuguese cross-cultural adaptation of the modified JOA scale for myelopathy. Clinics (Sao Paulo) 2017;72(02):103–105. Doi: 10.6061/clinics/2017(02)06

7 Batzdorf U, Flannigan BD. Surgical decompressive procedures for cervical spondylotic myelopathy. A study using magnetic resonance imaging. Spine 1991;16(02):123–127. Doi: 10.1097/00007632-199102000-00004

8 Bartlett RJV, Hill CA, Rigby AS, Chandrasekaran S, Narayanamurthy H. MRI of the cervical spine with neck extension: is it useful? Br J Radiol 2012;85(1016):1044–1051. Doi: 10.1259/bjr/94315429

9 Pratali RR, Smith JS, Ancheschi BC, et al. A Technique for Dynamic Cervical Magnetic Resonance Imaging Applied to Cervical Spondylotic Myelopathy: A Reliability Study. Spine (Phila Pa 1976) 2019;44(01):E26–E32. Doi: 10.1097/BRS.0000000000002765

10 Gondar R, Nouri A, Jannelli G, Schaller K, Tessitore E. Does Spondylolisthesis Affect Severity and Outcome of Degenerative Cervical Myelopathy? A Systematic Review and Meta-analysis. Global Spine J 2021;11(07):1134–1141. Doi: 10.1177/2192568220960452

11 Nouri A, Kato S, Badhiwala JH, et al. The Influence of Cervical Spondylolisthesis on Clinical Presentation and Surgical Outcome in Patients With DCM: Analysis of a Multicenter Global Cohort of 458 Patients. Global Spine J 2020;10(04):448–455. Doi: 10.1177/2192568219860827

12 Nouri A, Tetreault L, Nori S, Martin AR, Nater A, Fehlings MG. Congenital Cervical Spine Stenosis in a Multicenter Global Cohort of Patients With Degenerative Cervical Myelopathy: An Ambispective Report Based on a Magnetic Resonance Imaging Diagnostic Criterion. Neurosurgery 2018;83(03):521–528. Doi: 10.1093/neuros/nyx521

13 Nouri A, Martin AR, Nater A, et al. Influence of Magnetic Resonance Imaging Features on Surgical Decision-Making in Degenerative Cervical Myelopathy: Results from a Global Survey of AOSpine International Members. World Neurosurg 2017;105:864–874. Doi: 10.1016/j.wneu.2017.06.025

14 Nouri A, Martin AR, Kato S, Reihani-Kermani H, Riehm LE, Fehlings MG. The Relationship Between MRI Signal Intensity Changes, Clinical Presentation, and Surgical Outcome in Degenerative Cervical Myelopathy: Analysis of a Global Cohort. Spine 2017;42(24):1851–1858. Doi: 10.1097/BRS.0000000000002234

15 Kolcun JP, Chieng LO, Madhavan K, Wang MY. The role of dynamic magnetic resonance imaging in cervical spondylotic myelopathy. Asian Spine J 2017;11(06):1008–1015. Doi: 10.4184/asj.2017.11.6.1008

16 Nigro L, Donnarumma P, Tarantino R, Rullo M, Santoro A, Delfini R. Static and dynamic cervical MRI: two useful exams in cervical myelopathy. J Spine Surg 2017;3(02):212–216. Doi: 10.21037/jss.2017.06.01

17 Hosono N, Makino T, Sakaura H, Mukai Y, Fuji T, Yoshikawa H. Myelopathy hand: new evidence of the classical sign. Spine 2010;35(08):E273–E277. Doi: 10.1097/BRS.0b013e3181c6afeb

18 Hilton B, Tempest-Mitchell J, Davies BM, Francis J, Mannion RJ, Trivedi R, et al. Cord compression defined by MRI is the driving factor behind the decision to operate in Degenerative Cervical Myelopathy despite poor correlation with disease severity. PLoS One 2019;14(12):e0226020. Doi: 10.1371/journal.pone.0226020

19 Martin AR, Tadokoro N, Tetreault L, et al. Imaging Evaluation of Degenerative Cervical Myelopathy: Current State of the Art and Future Directions. Neurosurg Clin N Am 2018;29(01):33–45. Doi: 10.1016/j.nec.2017.09.003

20 Wu W, Yang Z, Zhang T, et al. Microstructural Changes in Compressed Cervical Spinal Cord Are Consistent With Clinical Symptoms and Symptom Duration. Spine 2020;45(16):E999–E1005. Doi: 10.1097/BRS.0000000000003480

21 Motta MMd, Pratali RdR, Oliveira CEASd. Correlation between cervical sagittal alignment and functional capacity in cervical spondylosis. Coluna/Columna 2017;16(04):270–273. Doi: 10.1590/S1808-185120171604179083

22 Yu Z, Chen J, Cheng X, et al. Patients with degenerative cervical myelopathy exhibit neurophysiological improvement upon extension and flexion: a retrospective cohort study with a minimum 1-year follow-up. BMC Neurol 2022;22(01):110. Doi: 10.1186/s12883-022-02641-1

23 Rindler RS, Chokshi FH, Malcolm JG, et al. Spinal Diffusion Tensor Imaging in Evaluation of Preoperative and Postoperative Severity of Cervical Spondylotic Myelopathy: Systematic Review of Literature. World Neurosurg 2017;99:150–158. Doi: 10.1016/j.wneu.2016.11.141

Pesquisa nacional para a avaliação da abordagem à lesão do LCA entre cirurgiões esportivos brasileiros

National Survey to Evaluate the Approach to ACL Injuries among Brazilian Sports Surgeons

Eduardo Frois Temponi[1] Lúcio Honório de Carvalho Júnior[1] Matheus Braga Jacques Gonçalves[1] Pedro Martins da Costa Drummond[1] Vitor Rodrigues de Miranda[1] Waldir de Souza Fernandes Júnior[1]

[1] Hospital Madre Teresa, Belo Horizonte, MG, Brasil

Rev Bras Ortop 2025;60(4):s00451812464.

Endereço para correspondência Pedro Martins da Costa Drummond, Hospital Madre Teresa, Belo Horizonte, MG, Brasil (e-mail: pedrodrummond.ortopedia@gmail.com).

Resumo

Objetivo Descrever o perfil dos cirurgiões de joelho brasileiros e suas preferências no diagnóstico, tratamento e reabilitação da lesão do ligamento cruzado anterior (LCA), e fazer uma comparação com dados da literatura atual.

Métodos Realizou-se um levantamento eletrônico entre cirurgiões membros da Sociedade Brasileira de Artroscopia e Traumatologia Esportiva (SBRATE). Foram incluídos 746 ortopedistas com endereço cadastrado. Foi enviada mensagem com o convite para participação, os objetivos da pesquisa, e o *link* para acesso ao questionário, que continha 36 perguntas sobre perfil profissional, diagnóstico, técnica cirúrgica e reabilitação da lesão do LCA.

Resultados O número de participantes foi de 170 (22,7% dos 746 ortopedistas convidados). Todos os participantes realizavam reconstrução do LCA, sendo que 72% tinham mais de 10 anos de experiência, e 43,5% realizavam mais de 50 reconstruções anuais. O trauma esportivo foi o mecanismo de lesão mais comum (95%). Instabilidade (95,3%) e retorno ao esporte (82,2%) foram os principais critérios para indicação cirúrgica. A maioria (53,5%) indicava cirurgia entre a primeira e a quarta semanas após a lesão. Enxerto dos flexores (88,2%) e técnica transportal *in-out* (39,2%) foram as opções mais frequentes. No pós-operatório, carga imediata (51,8%) e arco de movimento completo precoce (61,3%) foram as abordagens predominantes.

Conclusão O estudo delineou o perfil e as condutas dos cirurgiões de joelho da SBRATE na reconstrução do LCA. Os achados indicam que as práticas no Brasil seguem as tendências globais descritas na literatura recente.

Palavras-chave
- inquéritos e questionários
- joelho
- ligamento cruzado anterior
- reconstrução do ligamento cruzado anterior

Abstract

Objective To describe the profile of Brazilian knee surgeons and their preferences in the diagnosis, treatment, and rehabilitation of anterior cruciate ligament (ACL) injuries, and to compare the findings with data from the current literature.

Trabalho desenvolvido no Hospital Madre Teresa, Belo Horizonte, MG, Brasil.

recebido
25 de março de 2025
aceito
24 de julho de 2025

DOI https://doi.org/10.1055/s-0045-1812464.
ISSN 0102-3616.

© 2025. The Author(s).
This is an open access article published by Thieme under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International License, permitting copying and reproduction so long as the original work is given appropriate credit (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

Thieme Revinter Publicações Ltda., Rua Rego Freitas, 175, loja 1, República, São Paulo, SP, CEP 01220-010, Brazil

Methods We conducted an electronic survey among surgeons who were members of the Brazilian Society of Arthroscopy and Sports Traumatology (Sociedade Brasileira de Artroscopia e Traumatologia Esportiva, SBRATE, in Portuguese). The study included 746 orthopedic surgeons with registered email addresses. We sent a message with an invitation to participate, the research objectives, and a link to access the questionnaire, which contained 36 questions about the professional profile of the surgeons and their preferences in the diagnosis, surgical technique, and rehabilitation of ACL injuries.

Results The number of participants was 170 (22.7% of the 746 orthopedic surgeons invited). All participants performed ACL reconstruction, with 72% having more than 10 years of experience and 43.5% performing more than 50 reconstructions per year. Sports trauma was the most common injury mechanism (95%). Instability (95.3%) and return to sport (82.2%) were the main criteria for surgical indication. Most participants (53.5%) indicated surgery 1 to 4 weeks after injury. Flexor grafting (88.2%) and the in-out transportal technique (39.2%) were the most frequent options. The predominant postoperative approaches were immediate weight-bearing (51.8%) and early full range of motion (61.3%).

Conclusion The study outlined the profile and practices of SBRATE knee surgeons in ACL reconstruction. Our findings demonstrate that Brazilian practices follow global trends described in the recent literature.

Keywords
- anterior cruciate ligament
- anterior cruciate ligament reconstruction
- knee
- surveys and questionnaires

Introdução

A reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA) evoluiu significativamente nas últimas décadas. A técnica consagrada, com uso do enxerto patelar autólogo fixado por parafusos de interferência, perdeu hegemonia em levantamentos recentes.[1–3] Descrições anatômicas mais precisas, seguidas de estudos clínicos e biomecânicos, modificaram as tendências atuais em vários aspectos do tratamento.[4,5] O conceito de reconstrução anatômica redefiniu as metas de restauração ligamentar, ao demonstrar melhores resultados quando comparados aos das reconstruções isométricas.[6,7] Tópicos como perfuração do túnel femoral, tipo do dispositivo de fixação, preservação dos remanescentes, manutenção da inserção tibial dos tendões flexores e reconstrução extra-articular combinada são amplamente debatidos. Embora diferentes métodos apresentem particularidades técnicas, quando executados adequadamente, mostram eficácia comparável[8–10] e impacto positivo na qualidade de vida.[8,11]

Os protocolos para diagnóstico, tratamento e prognóstico da lesão do LCA são constantemente atualizados. Estudos de nível I de evidência estabelecem padrões de qualidade e guiam decisões clínicas, embora os relatos dos pacientes frequentemente divirjam das avaliações médicas, o que dificulta a análise objetiva dos resultados.[11,12] Apesar da ampla produção científica, fatores externos influenciam a conduta dos cirurgiões na prática diária.[1] No Brasil, diferenças econômicas e sociais impactam as escolhas terapêuticas, dada a disparidade entre os sistemas público e privado.[13] O aumento da incidência das lesões do LCA, ligado a novos padrões de atividade, reforça a importância de compreender as práticas atuais no Brasil.[12] Nos Estados Unidos, estima-se entre 200 mil e 250 mil lesões anuais, com custo aproximado de 13 mil dólares por cirurgia.[14]

Os questionários de pesquisa são valiosos para coleta de dados e apresentação das práticas, atitudes e tendências. São usados por pesquisadores para análise quantitativa dos dados que são essenciais na epidemiologia clínica e serviços de saúde.[15,16] Uma revisão sistemática de Ekhtiari et al.[17] incluiu 20 questionários sobre práticas na cirurgia de reconstrução do LCA em várias regiões do mundo. No Brasil, há poucos dados descritivos sobre a lesão do LCA. Ambra et al.,[1] em estudo realizado durante um evento nacional, relataram que a escolha dos cirurgiões depende do tempo de experiência e da viabilidade de recursos. Este estudo visa descrever o perfil epidemiológico da reconstrução do LCA no Brasil e compará-lo com levantamentos globais que abordam tópicos controversos na literatura.

Materiais e Métodos

O estudo foi aprovado pelo comitê de ética da nossa instituição sob o número CAAE: 78506324.6.0000.5127 e pela Comissão da Sociedade Brasileira de Artroscopia e Traumatologia do Esporte (SBRATE).

Foi realizado um levantamento (questionário) online com ortopedistas especializados em reconstrução do LCA, membros da SBRATE. Um questionário estruturado com questões relacionadas ao perfil epidemiológico das reconstruções do LCA no Brasil foi elaborado na plataforma Google Forms (Alphabet Inc.). Antes da sua aplicação, o instrumento passou por um processo de validação de conteúdo, sendo revisado por um grupo de cirurgiões especialistas em joelho da

instituição de origem, com o objetivo de garantir clareza, relevância e adequação das perguntas ao contexto clínico nacional. O convite para participação, termo de consentimento, objetivo do trabalho e *link* para acesso ao questionário foram enviados por e-mail a 746 membros cadastrados. O primeiro envio, em 5 de janeiro de 2023, foi aberto por 249 membros, e 79 deles clicaram no *link*. Em um segundo envio, após 14 dias, 231 membros abriram a mensagem, e 41 clicaram no *link*. O período de resposta permaneceu aberto até 5 de agosto de 2023 para maximizar a taxa de participação. As respostas foram anônimas, e o sistema impediu duplicações. O estudo foi constituído de um questionário detalhado (►**Apêndice 1**) sobre o perfil dos cirurgiões e suas preferências. No total, foram elaboradas 36 questões com 2 padrões de resposta possíveis. Em 26 delas, os participantes escolhiam somente uma resposta, e, nas outras 10, podia-se selecionar mais de uma opção. As primeiras perguntas levantaram características demográficas dos participantes, assim como dados relativos à experiência profissional, seguidas de questões relacionadas aos parâmetros diagnósticos, abordagem e planejamento. As demais eram relativas a aspectos da técnica cirúrgica e reabilitação.

Análise Estatística

Estatística descritiva foi calculada para cada parâmetro analisado. As variáveis contínuas foram apresentadas como médias, e as categóricas, como distribuição de frequências. Os resultados foram comparados com os de levantamentos recentes sobre tendências globais no tratamento da lesão do LCA.

Resultados

Perfil dos Cirurgiões

Dos 746 ortopedistas afiliados à SBRATE com e-mail cadastrado, 170 (22,7%) responderam, sendo apenas 1,8% do sexo feminino. Todos os participantes confirmaram que realizavam a cirurgia de reconstrução do LCA. A média de respostas por questão foi de 167,7. A faixa etária predominante foi a de 40 a 50 anos (36,1%), e 14,8% tinham mais de 60 anos. A maioria dos participantes (80%) exercia a prática ortopédica

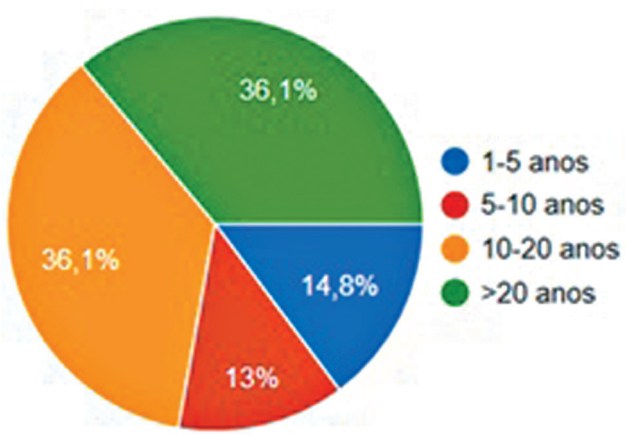


Fig. 1 Tempo de experiência com a reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA).

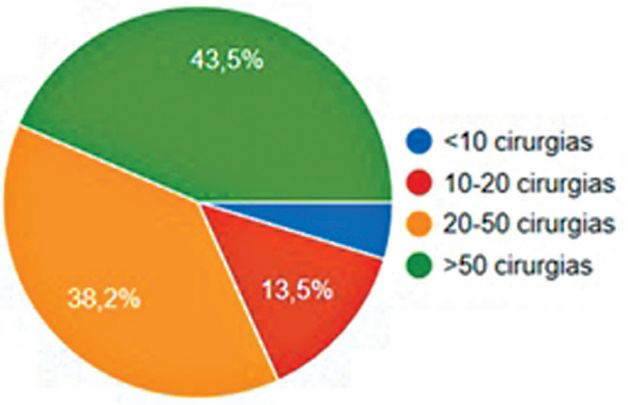


Fig. 2 Número de reconstruções do LCA por ano.

havia mais de 10 anos, e 72% tinham igual tempo de experiência com reconstrução do LCA (►**Fig. 1**). Além disso, 43,5% realizavam mais de 50 cirurgias anuais (►**Fig. 2**).

Abordagem Diagnóstica

O trauma esportivo foi a principal etiologia relatada (95,9%). As condutas mais comuns no trauma agudo foram o uso de gelo (84,7%) e medicação (60,4%). Exame clínico (93,5%) e ressonância magnética (86%) foram os métodos diagnósticos mais utilizados. Na ressonância magnética, o corte sagital foi considerado o mais adequado para o diagnóstico por 85% dos participantes, seguido do coronal (35,2%) e do coronal oblíquo (33,9%). Entre os testes clínicos, o de Lachman (97,6%), *jerk test*/*pivot shift* (81,9%) e gaveta anterior (72,9%) foram os preferidos (►**Fig. 3**).

Técnica Cirúrgica e Reabilitação

A instabilidade no joelho relatada pelo paciente foi a principal indicação para o tratamento cirúrgico (95,3%), seguida da vontade de retornar à prática esportiva. Idade e lesão meniscal também foram parâmetros levados em consideração para a tomada de decisão cirúrgica (►**Fig. 4**). O momento preferido pela maior parte dos cirurgiões para realização da cirurgia foi entre 1 e 4 semanas (►**Fig. 5**). Raquianestesia (58,6%), uso de torniquete (98,2%) e tempo cirúrgico entre 30 e 60 minutos (68%) foram as práticas mais relatadas.

O enxerto autólogo dos tendões flexores foi escolhido por 88,2% dos cirurgiões, e 72,6% realizavam pré-tensionamento. Já em relação à técnica de perfuração do túnel femoral, a via transportal *in-out* foi a escolhida por 37,8% dos cirurgiões, e a transtibial, por 25,1% (►**Fig. 6**). O uso do portal acessório medial foi relatado por 26,7%.

Diante da presença dos remanescentes ligamentares, 41% dos cirurgiões preservavam integralmente o coto tecidual, ao passo que somente 13,3% optavam por removê-lo completamente. A notchplastia era indicada por 41,7% nos casos de estreitamento do intercôndilo, e por 29,4% quando havia pinçamento do enxerto durante o arco de movimento. A reconstrução do ligamento anterolateral (LAL) foi citada por 11,6% dos cirurgiões, ao passo que 51,8% não realizavam o procedimento, e 34,1% somente o indicavam em situações específicas. O parafuso de interferência foi o implante mais

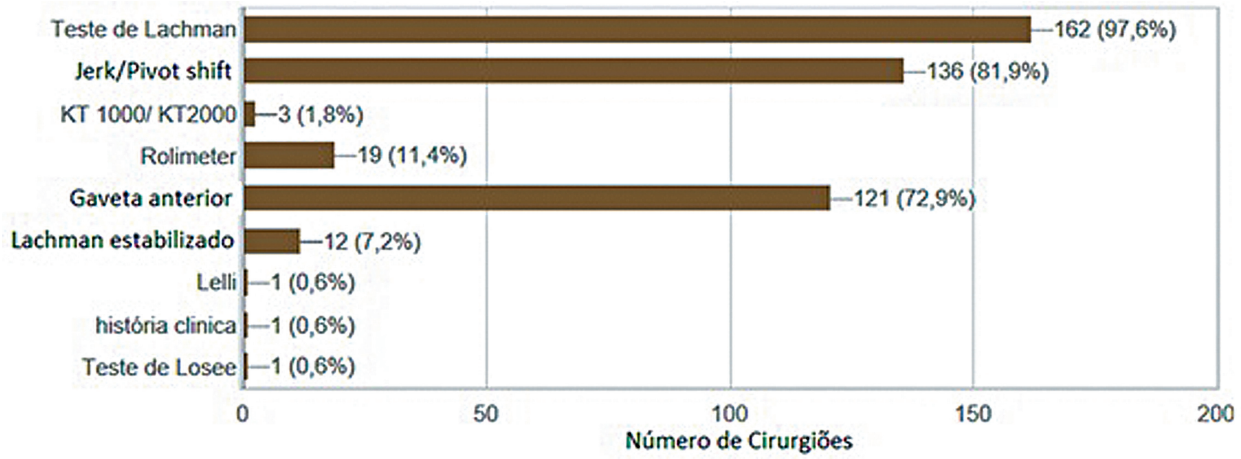


Fig. 3 Parâmetros clínicos para diagnóstico.

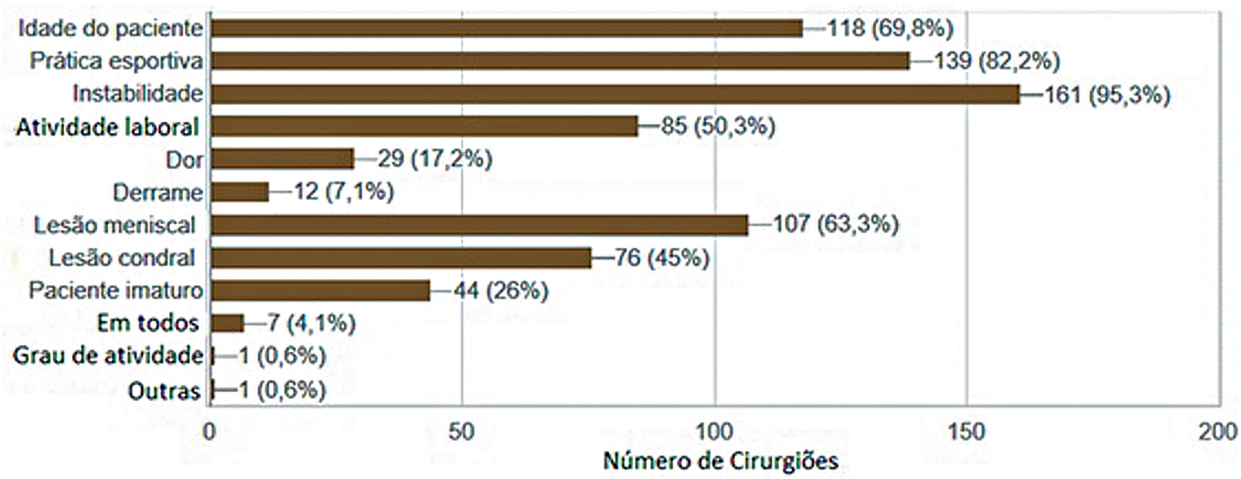


Fig. 4 Fatores para indicação da reconstrução do LCA.

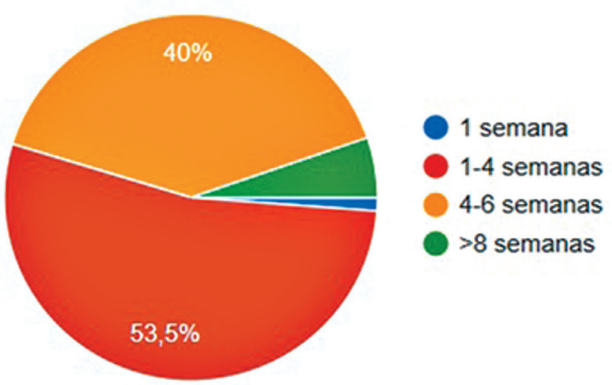


Fig. 5 Tempo de preferência após a lesão para reconstrução do LCA.

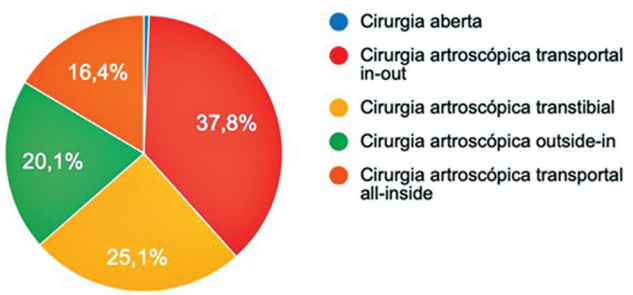


Fig. 6 Técnica preferida para reconstrução do LCA.

utilizado para fixação (77,6%), com preferência pelo modelo absorvível. Dispositivos de fixação por suspensão com botão ajustável foram escolhidos por 22,4% dos participantes.

A fisioterapia pós-operatória era rotina para 99,4% dos ortopedistas. A liberação da carga imediata foi relatada por 51,8% dos participantes, e 61,3% não impunham restrição ao arco de movimento. Apenas 10,2% recomendavam órteses no pós-operatório. A liberação para atividade física ocorria após 6 a 12 meses para 66,5% dos cirurgiões (►**Fig. 7**), e 59,3% relataram que esse era o tempo esperado pelos pacientes. Os principais critérios para retorno foram trofismo muscular (76,6%), tempo de pós-operatório (46,1%) e teste *single-leg hop* (35,9%) (►**Fig. 8**).

As complicações de curto prazo mais relatadas foram dor (64,2%), déficit de extensão (54,9%), parestesia (46,3%), perda

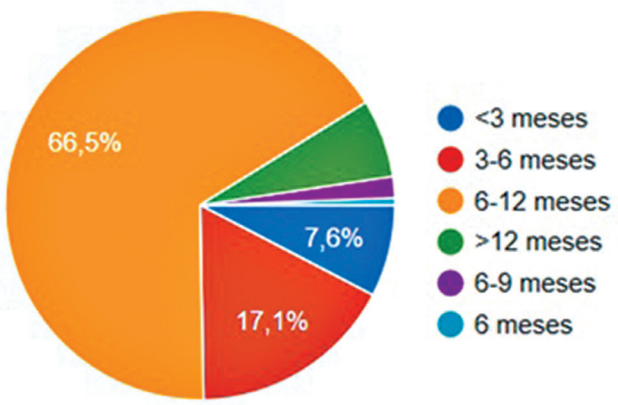


Fig. 7 Tempo para liberação de atividade física após a reconstrução do LCA.

de flexão (29,6%), claudicação (29%) e infecção superficial (6,8%) (►**Fig. 9**). Após 6 meses, a principal complicação foi o não retorno à atividade física (48,4%), seguido de parestesia (30,8%) (►**Fig. 10**). Houve redução na frequência de dor, déficit de extensão, perda de flexão e claudicação nesse período.

Discussão

O objetivo deste levantamento foi investigar o perfil e as preferências dos cirurgiões especialistas na reconstrução do LCA que atuam no Brasil. Pesquisas semelhantes entre membros de sociedades foram realizadas em várias partes do mundo,[1,2,12,18,19] mas este é o primeiro levantamento brasileiro a mapear as tendências de 170 cirurgiões peritos na reconstrução do LCA. Entre os participantes, 72% realizavam reconstruções havia mais de 10 anos e 43% realizavam mais de 50 procedimentos anuais. Erickson et al.,[20] em um levantamento feito nos Estados Unidos com cirurgiões experientes dos times da liga de futebol americano (National Football League, NFL, em inglês) em 2014, encontraram uma média de 82 reconstruções por ano e tempo de experiência médio de 16,8 anos, ao passo que Shafizadeh et al.[3] apontaram uma média de 35 por ano, e diferenciaram cirurgiões de alto (acima de 50 reconstruções por ano) e de baixo volume. Os resultados mostraram diferenças significativas entre eles em relação à filiação em sociedades, à duração do procedimento, ao uso de exames de estabilidade e à técnica de perfuração preferencial. Os parâmetros mais citados por eles para indicação da reconstrução foram a instabilidade subjetiva e o teste de Lachman. Poucos relataram o uso de instrumentos de medida da estabilidade: 17% mencionaram o Rolimeter (Aircast Europa), e 10%, o KT1000 (MEDmetric Corporation). A maioria preferiu o período entre 6 semanas e 3 meses para a reconstrução.

Neste estudo, a instabilidade (95%) e a prática esportiva (82%) foram os principais fatores de indicação cirúrgica, com 93% dos especialistas preferindo operar entre a primeira e a sexta semanas após a lesão. No levantamento de Farber et al.[21] com médicos das equipes de Liga de Futebol dos Estados Unidos (Major League Soccer, MLS, em inglês), 48% dos cirurgiões faziam a reconstrução nas 2 primeiras semanas, e 33%, entre a segunda e a quarta semanas. McRae et al.[18] buscaram estabelecer tendências por meio do nível de concordância entre as respostas dos cirurgiões canadenses. Falseio (instabilidade do joelho) para atividades diárias e físicas, alta demanda e lesão meniscal reparável atingiram valores superiores a 80% de concordância como critérios para indicação do tratamento. Área doadora ipsilateral à lesão,

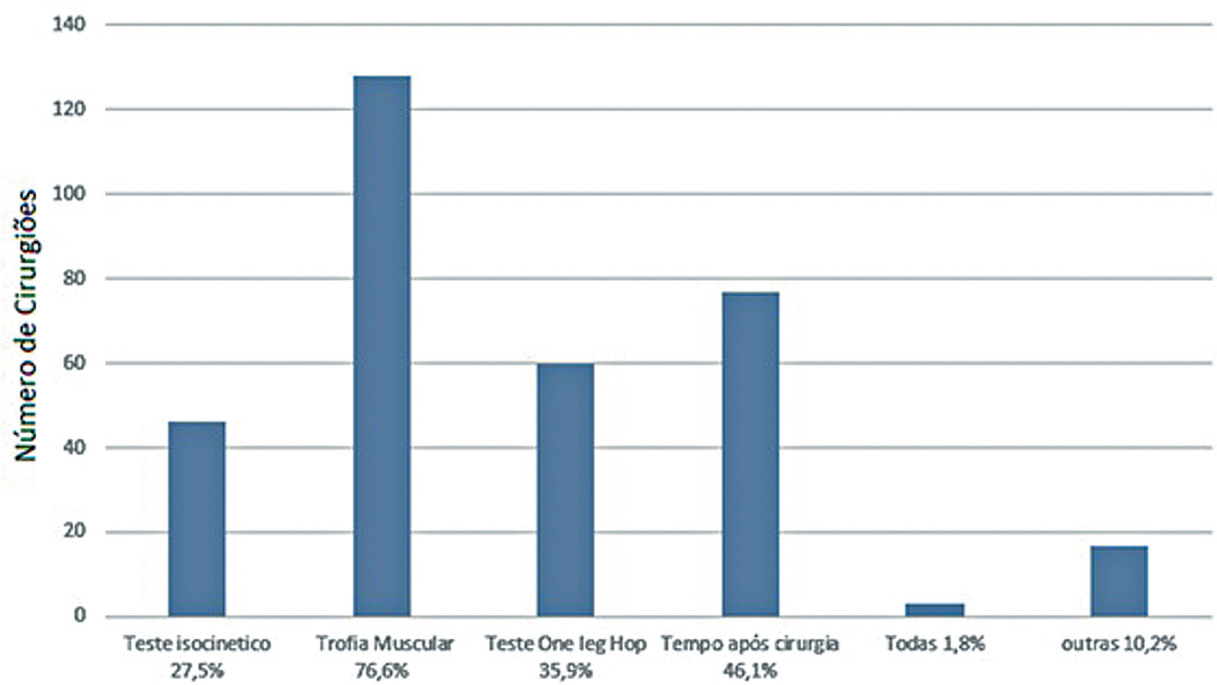


Fig. 8 Parâmetros para retorno ao esporte.

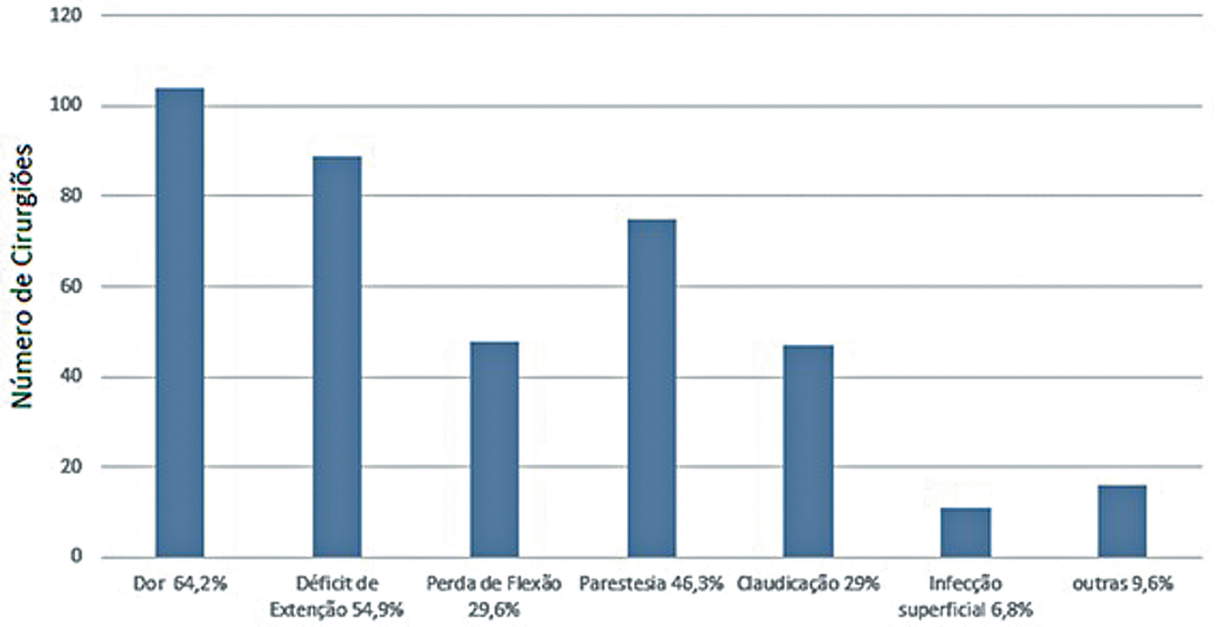


Fig. 9 Complicações de curto prazo.

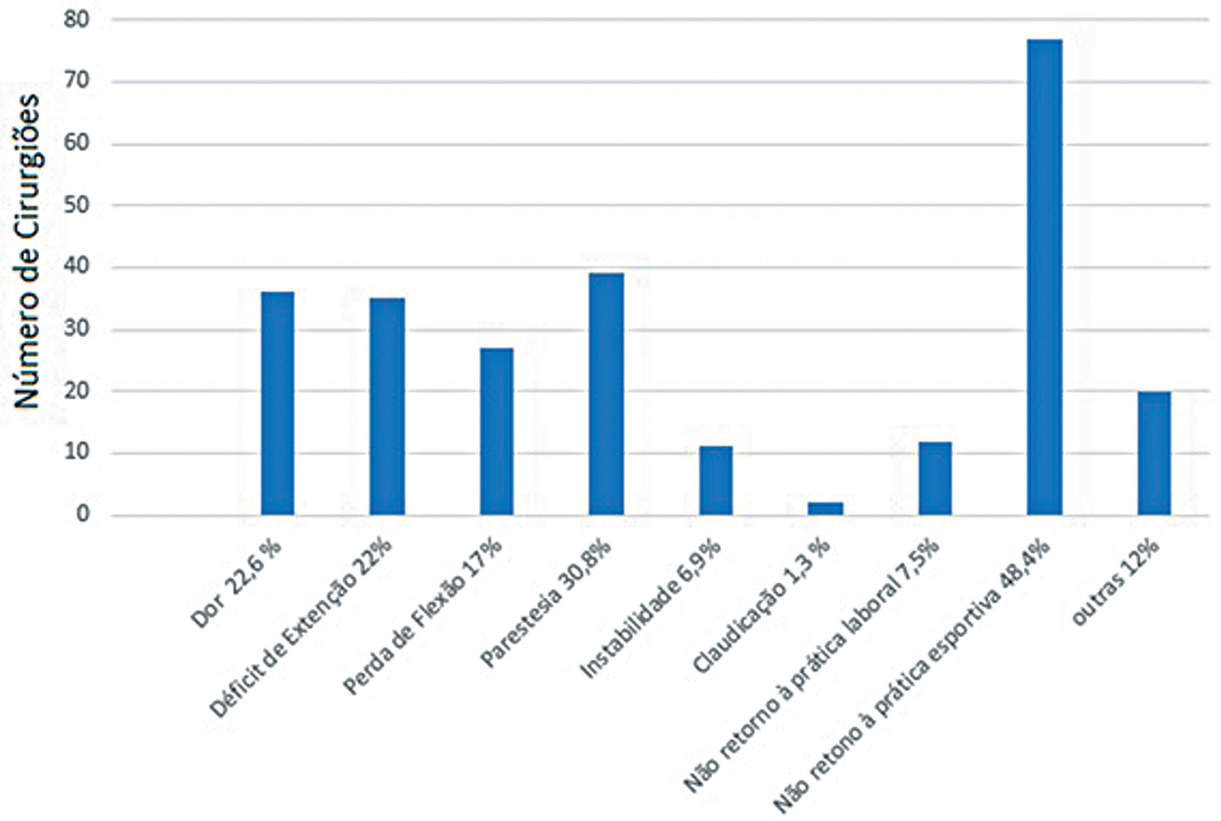


Fig. 10 Complicações de longo prazo.

técnica com incisão única e pré-tensionamento também atingiram esses níveis.

A opção pelo enxerto autólogo dos flexores foi alta (88,2%) neste estudo, embora a literatura[22] ainda debata qual é o melhor tipo de enxerto. Em uma revisão sistemática, Reinhardt et al.[23] compararam reconstruções com enxertos dos tendões patelar e flexores, e observaram maior taxa de falha nos flexores (15,8% contra 7,2%, respectivamente), ao passo que o patelar apresentou mais dor anterior. Um levantamento brasileiro anterior[1] encontrou taxa ainda maior, com 93% optando pelos flexores. Chechik et al.[24] relataram variações regionais: 72% dos europeus e 42% dos norte-americanos preferiam os flexores. Farber et al.[21] apontaram que 68% dos cirurgiões usaram patelar

autólogo em jogadores da MLS. Erickson et al.[20] relataram preferência de 86% dos cirurgiões pelo uso do tendão patelar nos atletas da NFL, e de 50% em atletas recreacionais com idades acima de 25 anos. Cerciello et al.,[25] em um novo questionário aplicado a jovens cirurgiões europeus, apontaram que o uso do tendão do quadríceps está ganhando popularidade entre praticantes de esportes de contato, ao passo que o enxerto de tendões do semitendinoso e do grácil são preferidos em pacientes de baixa demanda.

Os resultados deste estudo confirmam a consolidação da perfuração independente do túnel femoral no Brasil, o que se alinha à tendência global. Embora a literatura ainda não demonstre superioridade clínica,[26] somente 16,3% dos cirurgiões ainda utilizam a técnica transtibial, percentual inferior ao do levantamento nacional anterior,[1] no qual 26,5% a preferiam, o que torna esse dado ainda mais relevante. Nenhum cirurgião com mais de 15 anos de experiência optou pela técnica transportal anteromedial. Em estudos internacionais,[24] 68% dos especialistas preferiam a via transportal anteromedial e 31%, a transtibial, ao passo que Erickson et al.[20] relataram 67% de preferência pela perfuração pelo portal medial acessório, e 25%, pela transtibial. Farber et al.[21] identificaram que 50% dos cirurgiões ainda utilizam a técnica transtibial. Outra mudança relevante identificada foi a maior preservação do remanescente ligamentar. Somente 13,3% dos participantes ainda realizavam a remoção completa do coto. Em 2011, McRae et al.[18] encontraram correlação entre a preservação e os cirurgiões com maior volume de reconstruções no Canadá; no entanto, entre todos os participantes, 45% ainda sacrificavam integralmente o remanescente.

A reconstrução do LCA associada ao procedimento extra-articular lateral pode melhorar o controle da estabilidade rotacional do joelho em relação à reconstrução isolada. No entanto, sua indicação permanece controversa devido às incertezas sobre o real ganho em estabilidade e o perfil ideal dos pacientes beneficiados. Atualmente, a reconstrução do LAL é preferida em casos de *pivot shift* de alto grau e revisões cirúrgicas.[27] Tramer et al.[28] relataram que 59,6% dos cirurgiões não realizavam a reconstrução do LAL junto ao LCA, resultado semelhante ao deste estudo, em que 51,8% dos entrevistados não adotavam a técnica.

Os resultados sobre reabilitação mostram que cirurgiões brasileiros adotam protocolos acelerados, com liberação precoce de carga e arco de movimento completo, tendência semelhante à de 77% dos participantes no estudo de Campbell.[29] Resultado semelhante foi encontrado por McRae et al.:[18] 72% liberavam carga total e 75% arco de movimento total imediatamente após a cirurgia. Um questionário com 46 cirurgiões americanos aplicado por Glattke et al.[30] sugeriu que uma alta porcentagem de cirurgiões utilizava órteses pós-operatórias, por um período que pode variar de 3 a 6 semanas. Este, no entanto, ainda é um tema de considerável variabilidade entre os protocolos adotados por cirurgiões ortopédicos.

Levantamento realizado por Petersen e Zantop[19] elencou critérios para retorno ao esporte competitivo, sendo que 63,5% recomendavam retorno após 6 meses e 76,6% iniciavam exercícios específicos em 4 meses, principalmente com base no teste de Lachman negativo e arco de movimento total. Outros parâmetros incluíram testes proprioceptivos (43%), *single-leg hop test* (39%) e força muscular (40%). No entanto, 85,8% dos participantes do estudo não seguiam parâmetros específicos. Neste estudo, mais de 2/3 dos cirurgiões brasileiros recomendaram retorno entre 6 e 12 meses, o que se alinha ao estudo de Vascellari et al.,[2] que também identificaram recomendação de retorno entre 6 e 8 meses em 73% dos casos. Com 4 semanas, 33% permitiam bicicleta estacionária, e somente 16% liberavam *jogging* após 8 semanas. Erickson et al.[20] observaram que 74,5% dos cirurgiões permitiam retorno ao esporte aos atletas da NFL com base no *single-leg hop test*, 55,4% sugeriam o tempo mínimo de 6 meses após a cirurgia, e 56% requeriam arco de movimento normal, ausência de dor, força normal e estabilidade.[20] Em revisão sistemática de Mayer et al.,[31] destaca-se a importância dos testes funcionais para o retorno seguro ao esporte, embora não haja consenso sobre quais testes são os mais eficazes.

Estudo de Grassi et al.[32] avaliou as recomendações para retorno ao esporte após a reconstrução do LCA. O tempo de 6 meses para retorno foi citado por 87% dos participantes para esportes sem contato, e por 43% para esportes de contato. No nível competitivo, as taxas de retorno em 6 meses caíram para 48% para os esportes sem contato, e para 13% para os de contato. Não houve diferença significativa quanto ao tipo de enxerto ou experiência cirúrgica. Arco de movimento total, além dos testes de Lachman e *pivot shift*, foram os critérios mais utilizados, com 90% dos cirurgiões adotando pelo menos um parâmetro. Somente metade dos entrevistados utilizava avaliação instrumental da força muscular, e 30% aplicavam testes funcionais. O uso de órtese somente foi recomendado por 10% dos participantes, o que contrasta com a taxa de 49% relatada por Vascellari et al.[2] Farber et al.[21] observaram maior frequência de uso da órtese em reconstruções com enxerto dos flexores. Segundo Mayer et al.,[31] a falta de padronização nos protocolos de reabilitação e nos testes de retorno ao esporte é um desafio contínuo, e mais pesquisas de alta qualidade são necessárias para estabelecer recomendações baseadas em evidências.

Este foi o primeiro questionário online aplicado a cirurgiões especialistas no tratamento de lesões do LCA no Brasil. A qualificação dos participantes conferiu confiabilidade aos dados. A principal limitação foi a baixa taxa de resposta (22,7%). Estudos semelhantes na Itália, como os de Grassi et al.[32] e Vascellari et al.,[2] obtiveram taxas de 16% e 17%, respectivamente. Outros levantamentos internacionais contaram com menos de 50 participantes na amostra.[13,21] Erickson et al.[20] registraram 51% de participação entre 267 cirurgiões de referência da NFL. Aspectos metodológicos relacionados ao sucesso do levantamento foram citados na revisão sistemática de Ekhtiari et al.,[17] que investigaram a qualidade das pesquisas sobre a reconstrução do LCA. Foram incluídos 53 estudos e encontrada taxa média de respostas de 73%; os autores[17] concluíram que a adesão varia conforme o público e o método de distribuição, sendo maior em pesquisas presenciais e direcionadas a pacientes.

Conclusão

Este estudo descreveu o perfil e as preferências dos cirurgiões de joelho membros da SBRATE que realizam a reconstrução do LCA do joelho. A instabilidade do joelho foi a principal indicação de tratamento cirúrgico; além disso, o enxerto autólogo dos tendões flexores foi a principal escolha entre os participantes, e o trofismo muscular, o parâmetro mais citado para o retorno à atividade física. Os resultados mostram que os cirurgiões brasileiros parecem incorporar as tendências globais descritas nos levantamentos recentes.

Contribuições dos Autores

Cada autor contribuiu individual e significantemente para o desenvolvimento deste artigo. EFT: análise dos dados e redação; MBJG, VRM e WSFJr: revisão do artigo e conceitualização; LHCJr: metodologia do estudo e análise dos dados; e PMCD: coleta de dados e revisão da literatura.

Suporte Financeiro

Os autores declaram que não receberam suporte financeiro de agências dos setores público, privado ou sem fins lucrativos para a realização deste estudo.

Conflito de Interesses

Os autores não têm conflito de interesses a declarar.

Referências

1 Ambra LF, Rezende FC, Xavier B, Shumaker FC, Franciozi CEdS, Luzo MV. Anterior cruciate ligament reconstruction: how do we perform it? Brazilian orthopedic surgeons' preference. Int Orthop 2016;40(03):595–600. Doi: 10.1007/s00264-015-2905-5

2 Vascellari A, Grassi A, Combi A, Tomaello L, Canata GL, Zaffagnini SSIGASCOT Sports Committee. Web-based survey results: surgeon practice patterns in Italy regarding anterior cruciate ligament reconstruction and rehabilitation. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2017;25(08):2520–2527. Doi: 10.1007/s00167-016-4007-3

3 Shafizadeh S, Jaecker V, Otchwemah R, Banerjee M, Naendrup JH. Current status of ACL reconstruction in Germany. Arch Orthop Trauma Surg 2016;136(05):593–603. Doi: 10.1007/s00402-016-2426-8

4 Tsukada H, Ishibashi Y, Tsuda E, Fukuda A, Toh S. Anatomical analysis of the anterior cruciate ligament femoral and tibial footprints. J Orthop Sci 2008;13(02):122–129. Doi: 10.1007/s00776-007-1203-5

5 Hara K, Mochizuki T, Sekiya I, Yamaguchi K, Akita K, Muneta T. Anatomy of normal human anterior cruciate ligament attachments evaluated by divided small bundles. Am J Sports Med 2009; 37(12):2386–2391. Doi: 10.1177/0363546509340404

6 Giron F, Cuomo P, Edwards A, Bull AM, Amis AA, Aglietti P. Double-bundle "anatomic" anterior cruciate ligament reconstruction: a cadaveric study of tunnel positioning with a transtibial technique. Arthroscopy 2007;23(01):7–13. Doi: 10.1016/j.arthro.2006.08.008

7 Musahl V, Plakseychuk A, VanScyoc A, et al. Varying femoral tunnels between the anatomical footprint and isometric positions: effect on kinematics of the anterior cruciate ligament-reconstructed knee. Am J Sports Med 2005;33(05):712–718. Doi: 10.1177/0363546504271747

8 Möller E, Weidenhielm L, Werner S. Outcome and knee-related quality of life after anterior cruciate ligament reconstruction: a long-term follow-up. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2009; 17(07):786–794. Doi: 10.1007/s00167-009-0788-y

9 Cvetanovich GL, Mascarenhas R, Saccomanno MF, et al. Hamstring autograft versus soft-tissue allograft in anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. Arthroscopy 2014;30(12):1616–1624. Doi: 10.1016/j.arthro.2014.05.040

10 Xie X, Liu X, Chen Z, Yu Y, Peng S, Li Q. A meta-analysis of bone-patellar tendon-bone autograft versus four-strand hamstring tendon autograft for anterior cruciate ligament reconstruction. Knee 2015;22(02):100–110. Doi: 10.1016/j.knee.2014.11.014

11 Kuhn JE, Dunn WR, Spindler KP. Evidence-based medicine for orthopedic surgeons. J Knee Surg 2005;18(01):57–63. Doi: 10.1055/s-0030-1248159

12 Astur DC, Batista RF, Gustavo A, Cohen M. Trends in treatment of anterior cruciate ligament injuries of the knee in the public and private healthcare systems of Brazil. Sao Paulo Med J 2013;131 (04):257–263. Doi: 10.1590/1516-3180.2013.1314498

13 Mall NA, Chalmers PN, Moric M, et al. Incidence and trends of anterior cruciate ligament reconstruction in the United States. Am J Sports Med 2014;42(10):2363–2370. Doi: 10.1177/0363546514542796

14 Bradley JP, Klimkiewicz JJ, Rytel MJ, Powell JW. Anterior cruciate ligament injuries in the National Football League: epidemiology and current treatment trends among team physicians. Arthroscopy 2002;18(05):502–509. Doi: 10.1053/jars.2002.30649

15 Eysenbach G, Wyatt J. Using the Internet for surveys and health research. J Med Internet Res 2002;4(02):E13. Doi: 10.2196/jmir.4.2.e13

16 Kellerman SE, Herold J. Physician response to surveys. A review of the literature. Am J Prev Med 2001;20(01):61–67. Doi: 10.1016/s0749-3797(00)00258-0

17 Ekhtiari S, Kay J, Sa Dd, et al. What Makes a Successful Survey? A Systematic Review of Surveys Used in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Arthroscopy 2017;33(05):1072–1079.e3. Doi: 10.1016/j.arthro.2017.01.032

18 McRae SM, Chahal J, Leiter JR, Marx RG, Macdonald PB. Survey study of members of the Canadian Orthopaedic Association on the natural history and treatment of anterior cruciate ligament injury. Clin J Sport Med 2011;21(03):249–258. Doi: 10.1097/JSM.0b013e318219a649

19 Petersen W, Zantop T. Return to play following ACL reconstruction: survey among experienced arthroscopic surgeons (AGA instructors). Arch Orthop Trauma Surg 2013;133(07):969–977. Doi: 10.1007/s00402-013-1746-1

20 Erickson BJ, Harris JD, Fillingham YA, et al. Anterior cruciate ligament reconstruction practice patterns by NFL and NCAA football team physicians. Arthroscopy 2014;30(06):731–738. Doi: 10.1016/j.arthro.2014.02.034

21 Farber J, Harris JD, Kolstad K, McCulloch PC. Treatment of Anterior Cruciate Ligament Injuries by Major League Soccer Team Physicians. Orthop J Sports Med 2014;2(11):2325967114559892. Doi: 10.1177/2325967114559892

22 Mohtadi NG, Chan DS, Dainty KN, Whelan DB. Patellar tendon versus hamstring tendon autograft for anterior cruciate ligament rupture in adults. Cochrane Database Syst Rev 2011;2011(09): CD005960. Doi: 10.1002/14651858.CD005960.pub2

23 Reinhardt KR, Hetsroni I, Marx RG. Graft selection for anterior cruciate ligament reconstruction: a level I systematic review comparing failure rates and functional outcomes. Orthop Clin North Am 2010;41(02):249–262. Doi: 10.1016/j.ocl.2009.12.009

24 Chechik O, Amar E, Khashan M, Lador R, Eyal G, Gold A. An international survey on anterior cruciate ligament reconstruction practices. Int Orthop 2013;37(02):201–206. Doi: 10.1007/s00264-012-1611-9

25 Cerciello S, Ollivier M, Kocaoglu B, Khakha RS, Seil RESSKA U45 Committee. ACL surgical trends evolve in the last five years for young European surgeons: results of the survey among the U45 ESSKA members. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2023;31 (02):619–625. Doi: 10.1007/s00167-022-07005-3

26 Riboh JC, Hasselblad V, Godin JA, Mather 3rd RC. Transtibial versus independent drilling techniques for anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review, meta-analysis, and meta-regression. Am J Sports Med 2013;41(11):2693–2702. Doi: 10.1177/0363546513506979
27 Nyland J, Moatshe G, Martin R. Combined ACL and anterolateral ligament reconstruction: time to pivot and shift the focus? Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2023;31(02):373–375. Doi: 10.1007/s00167-022-07072-6
28 Tramer JS, Fidai MS, Kadri O, et al. Anterolateral Ligament Reconstruction Practice Patterns Across the United States. Orthop J Sports Med 2018;6(12):2325967118811063. Doi: 10.1177/2325967118811063
29 Campbell J. Treatment trends with ACL, PCL, MCL and cartilage problems. In: ACL Study Group Meeting; 2010; Phuket, Thailand.
30 Glattke KE, Tummala SV, Goldberg B, Menzer H, Chhabra A. There Is Substantial Variation in Rehabilitation Protocols Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Survey of 46 American Orthopaedic Surgeons. Arthroscopy 2023;39(03):578–589.e20. Doi: 10.1016/j.arthro.2022.07.024
31 Mayer MA, Deliso M, Hong IS, et al. Rehabilitation and Return to Play Protocols After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Soccer Players: A Systematic Review. Am J Sports Med 2025;53(01):217–227. Doi: 10.1177/03635465241233161
32 Grassi A, Vascellari A, Combi A, Tomaello L, Canata GL, Zaffagnini SSIGASCOT Sports Committee. Return to sport after ACL reconstruction: a survey between the Italian Society of Knee, Arthroscopy, Sport, Cartilage and Orthopaedic Technologies (SIGASCOT) members. Eur J Orthop Surg Traumatol 2016;26(05):509–516. Doi: 10.1007/s00590-016-1756-0

Apêndice 1 Questionário do levantamento

1) Qual o seu sexo?
   Masculino; feminino.
2) Qual a sua idade?
   20 a 30 anos; 30 a 40 anos; 40 a 50 anos; 50 a 60 anos; > 60 anos.
3) Há quantos anos você exerce a prática ortopédica?
   1 a 5 anos; 5 a 10 anos; 10 a 20 anos; > 20 anos.
4) Você realiza reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA) do joelho?
   Sim; não.
5) Há quantos anos você realiza a reconstrução do LCA?
   1 a 5 anos; 5 a 10 anos; 10 a 20 anos; > 20 anos.
6) Quantas cirurgias de reconstrução do LCA você realiza por ano?
   < 10 cirurgias; 10 a 20 cirurgias; 20 a 50 cirurgias; > 50 cirurgias.
7) Após o trauma agudo do LCA, o que você prefere?
   Gelo; restrição de apoio/carga; mobilização precoce; tratamento medicamentoso; fisioterapia.
8) Qual a principal causa de lesão do LCA na sua prática clínica?
   Trauma esportivo trauma por acidente de trânsito; trauma de baixa energia (quedas); outras,
9) Qual método diagnóstico da lesão do LCA você utiliza na sua prática clínica?
   Exame clínico; ressonância Magnética; artroressonância; artroscopia diagnóstica.
10) Quais parâmetros clínicos você utiliza para o diagnóstico da lesão do LCA?
    Teste de Lachman; *jerk*/*pivot shift test*; KT 1000/KT 2000; Rolimeter; teste da gaveta anterior; teste de Lachman estabilizado.
11) Na avaliação por ressonância magnética, qual o corte você utiliza para o diagnóstico da lesão do LCA?
    Sagital; coronal; coronal-oblíquo; axial; outros.
12) Quais fatores são levados em consideração para a indicação de reconstrução do LCA?
    Idade do paciente; prática esportiva; instabilidade; atividade laboral do paciente; dor; derrame; lesão meniscal associada; lesão condral associada; paciente imaturo; reconstruo em todos os pacientes.
13) Após a lesão do LCA, qual o tempo de preferência para a reconstrução?
    1 semana; 1 a 4 semanas; 4 a 6 semanas; > 8 semanas.
14) Para o procedimento cirúrgico, qual é a escolha de anestesia feita juntamente com a equipe anestesiológica?
    Raquianestesia; raquianestesia + bloqueio periférico; peridural; anestesia geral; anestesia geral + bloqueio periférico.
15) Durante o ato cirúrgico, você utiliza o torniquete?
    Sim; não.
16) Em média, numa lesão isolada, qual o tempo cirúrgico gasto para a reconstrução do LCA?
    < 30 minutos;– 30 a 60 minutos;– 60 a 90 minutos; > 90 minutos.
17) Qual enxerto você prefere para a reconstrução primária do LCA?
    Tendão patelar; tendões flexores; tendão quadriciptal; tendão fibular; aloenxerto; tendões flexores contralaterais.
18) Qual técnica você prefere para a reconstrução do LCA?
    Cirurgia aberta; cirurgia artroscópica transportal *in-out*; cirurgia artroscópica transtibial *in-out*; cirurgia artroscópica femoral *outside-in*; cirurgia artroscópica *all-inside*; cirurgia artroscópica transtibial *all-inside*.
19) Durante o procedimento de reconstrução artroscópica, quais portais você usa rotineiramente?
    Anterolateral e anteromedial; Anterolateral, anteromedial e acessório medial.
20) Diante da presença de remanescentes do LCA, qual a sua escollha durante a reconstrução?
    Sacrificar integralmente o remanescente; sacrificar parcialmente o remanescente; preservar remanescente integralmente.
21) Durante o procedimento cirúrgico, você realiza a notchplastia?
    Sempre; nunca; quando o intercôndilo é estreito; quando há pinçamento do enxerto na parede do intercôndilo.
22) Qual método de fixação do enxerto você prefere?
    Parafuso de interferência; *Endobutton*; *cross pin*; poste; Outros.
23) Qual tipo de material de implante de sua preferência?
    Metálico; absorvível; poli(éter-éter-cetona) (PEEK); outros.
24) Você realiza pré-tensionamento do enxerto durante o processo de fixação?
    Sim; não.
25) Após o procedimento cirúrgico, você utiliza dreno?
    Sim; não.
26) Você realiza a reconstrução do ligamento anterolateral?
    Sim; não; às vezes (em situações específicas); outras.

27) Você indica alguma reabilitação fisioterápica pós-operatória?
Sim; não.
28) Qual é o tempo até a liberação de carga após a reconstrução do LCA?
Imediatamente; 1 semana; 2 semanas; 4 semanas.
29) Quando você autoriza o arco de movimento completo no pós-operatório?
Imediatamente; 1 semana; 2 semanas; 4 semanas ou mais.
30) Você recomenda a utilização de órtese ou algum tipo de imobilização (como gesso) no pós-operatório?
Sim; não.
31) Quais complicações de curto prazo (< 8 semanas) você encontra na sua prática diária?
Dor; déficit de extensão; perda de flexão; infecção superficial; infecção profunda; parestesia; claudicação; outras.
32) Qual é o tempo até a liberação de atividade física após a reconstrução do LCA?
< 3meses; 3 a 6meses; 6 a 12meses; > 12 meses.
33) Como costuma ser o tempo até o retorno ao esporte com relação às expectativas dos seus pacientes?
É igual ao esperado pelos pacientes; é maior do que o esperado pelos pacientes;
é menor do que o esperado pelos pacientes.
34) Qual parâmetro você utiliza para o retorno à prática esportiva?
Teste isocinético; trofia muscular; *single-leg hop test*; tempo de pós-operatório; outros.
35) Você recomenda a utilização de órtese para a participação esportiva após a reconstrução do LCA?
Sim; não.
36) Quais complicações de longo prazo (> 8 meses) você encontra na sua prática diária?
Dor; déficit de extensão; perda de flexão; parestesia; instabilidade; claudicação; não retorno à prática laboral; não retorno à prática esportiva; outras.

Percepções, expectativas e barreiras à cirurgia robótica de artroplastia total do joelho: Estudo transversal com 218 pacientes

Perceptions, Expectations, and Barriers to Robotic-Assisted Total Knee Arthroplasty: A Cross-Sectional Study of 218 Patients

Eduardo Frois Temponi[1,2] Álvaro Coura Castro[1] Renato Monteiro de Castro Junior[1]
Rômullo Vinícius Dutra Menezes[1] Lúcio Honório de Carvalho Júnior[1,2,3]

[1] Hospital Madre Teresa, Belo Horizonte, MG, Brasil
[2] Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil
[3] Departamento do Aparelho Locomotor, Faculdade de Medicina, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil

Endereço para correspondência Eduardo Frois Temponi, MD, MSc, Avenida Raja Gabáglia 1.002, Gutierrez, Belo Horizonte, CEP 30.380–090, MG, Brasil (e-mail: dufrois@hotmail.com).

Rev Bras Ortop 2025;60(4):s00451812466.

Resumo

Objetivo Avaliar as percepções e expectativas dos pacientes brasileiros sobre a cirurgia ortopédica robótica do joelho, abordando seu conhecimento prévio, receios relacionados à técnica, impacto econômico e aceitação da tecnologia.

Métodos Estudo transversal observacional quantitativo, utilizando questionário estruturado aplicado a 218 pacientes ortopédicos com indicação de artroplastia do joelho, atendidos em ambulatório especializado. Foram analisadas variáveis sociodemográficas, fontes e nível de informação, expectativas quanto a benefícios e receios relacionados à cirurgia robótica, além do impacto econômico na tomada de decisão. Dados analisados por estatística descritiva e inferencial (teste do Qui-quadrado e regressão logística), com significância determinada por $p < 0,05$.

Resultados A maioria dos pacientes (75%) possuía conhecimento superficial sobre a cirurgia robótica, sendo as principais fontes médicos assistentes (40%) e internet/redes sociais (35%). A cirurgia robótica foi considerada positiva por 60%, com expectativas relacionadas à maior precisão (70%) e durabilidade do implante (55%). Entretanto, preocupações sobre alto custo (50%) e falta de controle humano (30%) foram frequentes. A disposição para pagamento pessoal pelo procedimento foi baixa (30%), principalmente devido ao alto custo e à ausência de cobertura por planos de saúde.

Conclusão Os pacientes apresentam interesse elevado pela cirurgia robótica, mas permanecem hesitantes devido a receios financeiros e falta de informação adequada.

Palavras-chave
- artroplastia do joelho
- economia da saúde
- procedimentos cirúrgicos robóticos

Trabalho desenvolvido no Hospital Madre Teresa, Belo Horizonte, MG, Brasil.

recebido
09 de maio de 2025
aceito
06 de agosto de 2025

DOI https://doi.org/10.1055/s-0045-1812466.
ISSN 0102-3616.

© 2025. The Author(s).
This is an open access article published by Thieme under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International License, permitting copying and reproduction so long as the original work is given appropriate credit (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

Thieme Revinter Publicações Ltda., Rua Rego Freitas, 175, loja 1, República, São Paulo, SP, CEP 01220-010, Brazil

Estratégias educacionais e modelos de financiamento mais acessíveis podem aumentar significativamente a aceitação e adoção dessa tecnologia no contexto brasileiro.

Abstract

Objective To assess the perceptions and expectations of Brazilian patients regarding robotic orthopedic knee surgery, addressing their prior knowledge, technique-related concerns, economic impact, and acceptance of the technology.

Methods The present quantitative, observational, cross-sectional study employed a structured questionnaire administered to 218 orthopedic patients undergoing knee arthroplasty at a specialized outpatient clinic. The study evaluated sociodemographic variables, information sources and levels, expectations regarding benefits, concerns related to robotic surgery, and the economic impact on decision-making. Data analysis used descriptive and inferential statistics (Chi-squared test and logistic regression), with significance set at $p < 0.05$.

Results Most patients (75%) had superficial knowledge about robotic surgery. Their chief sources of information were the attending physicians (40%) and the internet/social media (35%). In total, 60% of the patients had a positive attitude about robotic surgery, with expectations regarding greater precision (70%) and implant durability (55%). However, concerns about high costs (50%) and lack of human control (30%) were common. Willingness to pay for the procedure out of pocket was low (30%), mainly due to its high cost and lack of health insurance coverage.

Conclusion Patients showed high interest in robotic surgery, but they remained hesitant due to economic concerns and the lack of adequate information. Educational strategies and more accessible financing models can significantly increase the acceptance and adoption of this technology in Brazil.

Keywords
- arthroplasty, replacement, knee
- health economic
- robotic surgical procedures

Introdução

A cirurgia robótica tem se consolidado como uma inovação promissora na ortopedia, particularmente em procedimentos de reconstrução articular, como a artroplastia total do joelho (ATJ). Essa tecnologia oferece maior precisão, reprodutibilidade e personalização no planejamento cirúrgico, com potencial para melhores resultados funcionais e menor taxa de complicações pós-operatórias.[1–3]

Embora sua adoção esteja em expansão nos cenários internacional e nacional, a literatura ainda é limitada quanto à compreensão das percepções e expectativas dos pacientes em relação a esse tipo de procedimento, sobretudo no período pré-operatório.[4,5] Esses aspectos são relevantes, pois influenciam diretamente a tomada de decisão compartilhada, a adesão ao tratamento e a satisfação com os resultados cirúrgicos.[6]

No contexto brasileiro, não há estudos publicados que avaliem de forma sistemática o conhecimento, os receios e as barreiras percebidas por pacientes com indicação de artroplastia quanto ao uso da tecnologia robótica. Considerando que essas percepções são frequentemente moldadas por informações de fontes diversas—como médicos, mídia e redes sociais, nem sempre precisas ou baseadas em evidência, torna-se essencial identificar possíveis lacunas no entendimento do paciente.[7]

Este estudo tem como objetivo avaliar o nível de conhecimento, as expectativas e os principais temores de pacientes brasileiros com indicação de ATJ em relação à cirurgia robótica, contribuindo para orientar estratégias de educação e comunicação médico-paciente mais eficazes.

Materiais e Métodos

Este é um estudo observacional, transversal e analítico, com abordagem quantitativa, realizado por meio da aplicação de um questionário estruturado (►**Anexo 1**) a pacientes atendidos em um ambulatório de cirurgia do joelho com equipe especializada em cirurgias de substituição articular. O estudo foi realizado entre janeiro e maio de 2025. A população-alvo foram pacientes ortopédicos com indicação de ATJ, atendidos em um centro de referência em cirurgia ortopédica.

O questionário utilizado foi previamente testado e adaptado com base no instrumento desenvolvido por Pagani et al.,[6] visando garantir clareza, reprodutibilidade e aplicabilidade no contexto brasileiro.

A amostra foi calculada considerando um universo de 500 cirurgias robóticas anuais, um nível de confiança de 95% e um erro amostral de 5%, resultando em um número mínimo de 218 pacientes. Os critérios de inclusão foram: 1) pacientes $\geq$ 18 anos com indicação cirúrgica para artroplastia do joelho; e 2) consentimento formal mediante assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Os critérios de exclusão foram: 1) pacientes com déficit cognitivo ou psiquiátrico grave que impedissem a compreensão do questionário; e 2) pacientes que já realizaram cirurgia robótica do joelho.

Os dados foram tabulados e analisados utilizando o software IBM SPSS Statistics for Windows (IBM Corp.), versão 26.0 e GraphPad Prism 9 (GraphPad Software, Inc.). Variáveis categóricas foram apresentadas como frequências absolutas (%) e variáveis contínuas como médias e desvios padrão (DPs). Para análise inferencial, utilizaram-se o teste do Qui-quadrado (χ^2) e regressão logística, adotando-se significância estatística de $p < 0,05$.

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa sob o protocolo CAAE- 78506523.4.0000.5127.

Resultados

Os resultados foram organizados em cinco blocos principais para facilitar a interpretação e análise estatística: 1) perfil demográfico; 2) *questões sociais*; 3) *conhecimento e informação*; 4) *preferências tecnológicas*; e 5) *impacto financeiro e barreiras econômicas*.

O estudo revelou que, no *perfil demográfico*, dos 218 participantes, a faixa etária predominante foi de 55 a 70 anos (40%), seguida por 40 a 54 anos (35%) e maiores de 70 anos (25%). A maioria era composta por homens (60%) ante mulheres (40%), com rendas predominantemente baixas a moderadas: até 2 salários mínimos (SMs) para 50% dos participantes, entre 2 e 5 SMs para 35% e acima de 5 SMs para 15% deles (►**Tabela 1**).

Quanto às *questões sociais*, a aceitação da cirurgia robótica mostrou-se alta, mas acompanhada de ressalvas, com 50% dos participantes demonstrando preocupações relacionadas ao alto custo (50%), à falta de controle humano no procedimento (30%) e à segurança (20%) (►**Tabela 1**).

No que se refere ao *conhecimento e informação*, 75% dos participantes relataram ter conhecimento prévio sobre cirurgia robótica, sendo as principais fontes de informação os médicos assistentes (40%) e as redes sociais/internet (35%). Contudo, apenas 30% declararam ter um bom/excelente nível de compreensão do procedimento (►**Tabela 1**).

Já em *preferências tecnológicas*, a percepção dos benefícios da cirurgia robótica foi positiva, sendo destacada pela maior precisão (70%) e maior durabilidade do implante (55%). A cirurgia robótica foi preferida por 60% dos pacientes, enquanto 25% se mantiveram indecisos, evidenciando a necessidade de maior esclarecimento (►**Tabela 2**).

Por fim, em *impacto financeiro e barreiras econômicas*, o alto custo e a falta de cobertura pelos planos de saúde

Tabela 1 Conhecimento e Informação sobre cirurgia robótica

Aspecto	Categoria/Opção	Percentual
Aceitação da cirurgia	*Sim, aceitaria sem restrições*	35%
	Sim, mas com ressalvas	50%
	Não aceitaria	15%
Principais preocupações	*Alto custo*	50%
	Falta de controle humano	30%
	Incerteza sobre segurança	20%
Conhecimento prévio	*Sim*	75%
	Não	25%
Fonte de informação	*Médico assistente*	40%
	Internet e redes sociais	35%
	Outros pacientes/família	25%
Nível de compreensão	*Boa/Excelente*	30%
	Média	40%
	Pobre/Muito Pobre	30%

Tabela 2 Preferências Tecnológicas na escolha do procedimento cirúrgico

Aspecto	Categoria/Opção	Percentual
Percepção de benefícios	*Maior precisão*	70%
	Recuperação mais rápida	45%
	Menos dor no pós-operatório	35%
	Maior durabilidade do implante	55%
Preferência entre cirurgia robótica e convencional	*Preferência pela robótica*	60%
	Indeciso	25%
	Preferência pela convencional	15%

Tabela 3 Impacto financeiro e barreiras econômicas para escolha da cirurgia robótica

Aspecto	Categoria/Opção	Percentual
Disposição para pagar	*Pagaria do próprio bolso*	55%
	Não pagaria	45%
Fatores que influenciam a decisão	*Alto custo sem cobertura do plano de saúde*	55%
	Falta de certeza sobre os benefícios adicionais	35%
	Preferência por alternativas convencionais mais acessíveis	10%

Tabela 4 Distribuição das respostas sobre o papel do robô em cada etapa da cirurgia

Etapa da Cirurgia	Todo o processo	Maior parte do processo	Algumas partes do processo	Poucas partes do processo	Não sei dizer
Incisão (corte da pele até o osso)	15%	20%	25%	30%	10%
Cortes ósseos (preparo do osso para a prótese)	35%	30%	20%	10%	5%
Balanço ligamentar (ajuste dos tecidos para equilíbrio da prótese)	25%	35%	25%	10%	5%
Implante (fixação da prótese no osso)	20%	30%	30%	15%	5%
Fechamento da incisão (sutura da pele e tecidos)	10%	15%	20%	40%	15%

aparecem como os principais fatores limitantes. Apenas 45% dos participantes indicaram disposição para arcar com os custos (►**Tabela 3**).

Adicionalmente, foi investigada a percepção dos pacientes sobre o papel do robô em diferentes etapas da cirurgia de substituição do joelho, como incisão, cortes ósseos, equilíbrio ligamentar, implante e fechamento da incisão. Os resultados foram apresentados em tabela, fornecendo maior clareza e detalhamento sobre as opiniões dos pacientes (►**Tabela 4**).

Discussão

Conhecimento e Percepções sobre Cirurgia Robótica em ATJ

Os resultados deste estudo revelam um panorama importante sobre as percepções, expectativas e barreiras relacionadas à cirurgia robótica para ATJ no contexto brasileiro. O conhecimento superficial sobre a técnica, relatado por 75% dos participantes, é semelhante aos achados de Chang et al.[1] e Dandamudi et al.,[2] que apontaram limitações no entendimento dos pacientes, mesmo diante do crescente interesse pela tecnologia.

As principais fontes de informação identificadas em nosso estudo (médicos assistentes 40%, redes sociais/internet 35%) também foram observadas por Pagani et al.[6] em uma análise de percepção pública baseada em crowdsourcing, na qual médicos e mídias digitais figuraram entre as principais referências informativas.

Expectativas e Benefícios Percebidos

A percepção positiva da cirurgia robótica por 60% dos participantes, com expectativas relacionadas à maior precisão (70%) e durabilidade do implante (55%), é coerente com a literatura recente. Estudos demonstraram que a cirurgia robótica é associada a menor variabilidade no alinhamento dos componentes, maior acurácia e melhores desfechos objetivos e subjetivos em comparação à técnica convencional.[7,8] Meta-análises recentes confirmam que a precisão no posicionamento e a redução de outliers são benefícios consistentes da abordagem robótica.[9,10]

Embora tais ganhos técnicos sejam promissores, alguns estudos sugerem que os benefícios clínicos em médio prazo, como função ou satisfação do paciente, ainda não apresentam diferenças estatisticamente significativas em relação à cirurgia manual.[11] Ainda assim, há evidências de melhor recuperação funcional precoce e menor tempo de internação em pacientes operados por via robótica.[8]

Preocupações e Barreiras à Adoção

Entre os receios relatados, o alto custo (50%) e a percepção de perda de controle humano (30%) se destacaram. Essas preocupações já foram amplamente documentadas na literatura internacional,[2,6] sendo reconhecidas como os principais obstáculos para a adoção da robótica, especialmente em sistemas de saúde públicos ou com restrições de cobertura.

A ansiedade tecnológica, expressa pelo receio quanto à autonomia do robô, também foi relatada por Khlopas et al.[12] e parece estar relacionada à desinformação sobre o papel colaborativo entre cirurgião e tecnologia. Essa desconfiança, no entanto, tende a diminuir após esclarecimentos mais detalhados, reforçando a importância da educação pré-operatória.[2,13]

Nos dados do nosso estudo, os pacientes demonstraram maior confiança na utilização do robô em tarefas técnicas

específicas, como os cortes ósseos (35%), e menor aceitação no fechamento da incisão (10%), o que também foi observado por Dandamudi et al.[2]

Impacto Econômico e Acessibilidade

A baixa receptividade à possibilidade de ter de arcar com custos adicionais (45%) confirma o papel da limitação financeira como uma barreira estrutural para a ampliação da cirurgia robótica no Brasil. Tal achado se alinha aos dados de estudos que demonstram que a maioria dos pacientes, especialmente aqueles em faixas de renda mais baixas, é sensível ao impacto financeiro dessa tecnologia.[2,14]

Modelos de custo-efetividade, como os propostos por Rajan et al.,[14] indicam que a robótica pode ser custo-efetiva em longo prazo, especialmente em centros de alto volume e com menor taxa de complicações e revisões. Porém, a realidade brasileira, com acesso restrito e cobertura limitada pelos planos de saúde, torna sua ampla adoção um desafio.

Comparação com Outras Tecnologias Ortopédicas Emergentes

A resistência inicial à cirurgia robótica segue um padrão semelhante à introdução de outras tecnologias como navegação computadorizada e implantes personalizados. Estudos mostram que as mesmas barreiras – custo, curva de aprendizado e incerteza quanto a benefícios clínicos – foram enfrentadas durante essas transições.[15,16]

Implicações para a Educação e para as Políticas de Saúde

Os resultados deste estudo revelam que a aceitação da cirurgia robótica pelos pacientes ainda é limitada por barreiras informacionais e econômicas. O desconhecimento sobre o funcionamento da tecnologia, somado a dúvidas quanto à sua segurança, reforça a necessidade de estratégias educativas que promovam informação clara, acessível e baseada em evidências, especialmente no momento pré-operatório.

Do ponto de vista institucional, políticas de saúde devem incorporar modelos de financiamento que reduzam o impacto do custo elevado, ampliem a cobertura por convênios e incentivem, progressivamente, a incorporação da cirurgia robótica no sistema público.

Assim, a expansão segura e equitativa da cirurgia robótica no Brasil depende de ações integradas que aliem educação em saúde à reformulação de políticas de acesso, promovendo maior autonomia na tomada de decisão e equidade na oferta da tecnologia.[17,18]

Limitações do Estudo e Direções Futuras

Embora este estudo forneça informações relevantes sobre as percepções dos pacientes brasileiros em relação à cirurgia robótica do joelho, algumas limitações devem ser consideradas. Em primeiro lugar, a amostra foi composta por pacientes de um único centro especializado, o que pode limitar a generalização dos achados para outras regiões do Brasil com diferentes perfis socioeconômicos e culturais. Além disso, por se tratar de um estudo transversal, não é possível avaliar a evolução das percepções ao longo do tempo ou o impacto de intervenções educativas formais.

Outra limitação diz respeito à natureza autorrelatada do questionário, que pode estar sujeita a viés de memória ou desejabilidade social. Ademais, a ausência de comparação direta com pacientes submetidos à cirurgia convencional impede uma análise mais aprofundada sobre diferenças reais de expectativa e compreensão entre os grupos.

Futuras pesquisas devem considerar o delineamento longitudinal, avaliando as percepções dos pacientes antes e após sessões educativas ou mesmo após a realização da cirurgia. Estudos multicêntricos, com maior representatividade geográfica e demográfica, também são recomendados para ampliar a validade externa dos resultados. Além disso, a inclusão de análises qualitativas pode fornecer insights mais profundos sobre motivações, receios e fatores subjetivos que influenciam a decisão dos pacientes.

Conclusão

Este estudo evidenciou que, embora a cirurgia robótica em ATJ seja percebida positivamente por grande parte dos pacientes, ainda existem lacunas significativas de conhecimento e barreiras econômicas que limitam sua ampla aceitação. A maioria dos participantes demonstrou interesse na tecnologia, reconhecendo benefícios potenciais tais como maior precisão e durabilidade dos implantes. No entanto, preocupações com o alto custo, ausência de cobertura por planos de saúde e a percepção de perda do controle humano no procedimento foram fatores decisivos para a hesitação. Esses achados reforçam a necessidade de estratégias educativas direcionadas, ampliação do acesso à informação qualificada e desenvolvimento de modelos de financiamento que tornem a tecnologia mais acessível. A adoção bem-sucedida da cirurgia robótica no contexto brasileiro dependerá não apenas de sua eficácia clínica, mas também da superação dessas barreiras informacionais e socioeconômicas.

Suporte Financeiro

Os autores declaram que não receberam suporte financeiro de agências dos setores público, privado ou sem fins lucrativos para a realização deste estudo.

Contribuições dos Autores

EFT: validação, análise, e redação -– revisão & edição; ACC e RVDM: análise e redação -– revisão & edição; e LHCJr: redação -– revisão & edição.

Conflito de Interesses

Os autores não têm conflito de interesses a declarar.

Referências

1 Chang J, Wu C, Hinton Z, et al. Patient Perceptions and Interest in Robotic-Assisted Total Joint Arthroplasty. Arthroplast Today 2024;26:101342. Doi: 10.1016/j.artd.2024.101342

2 Dandamudi S, Jan K, Malvitz M, DeBenedetti A, Behery O, Levine BR. Patient Perspective on Robotic-Assisted Total Joint Arthroplasty.

Arthroplast Today 2024;31:101598. Doi: 10.1016/j.artd.2024.101598
3 Ren Y, Cao S, Wu J, Weng X, Feng B. Efficacy and reliability of active robotic-assisted total knee arthroplasty compared with conventional total knee arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. Postgrad Med J 2019;95(1121):125–133. Doi: 10.1136/postgradmedj-2018-136190
4 Gao J, Xing D, Li J, Li T, Huang C, Wang W. Is robotic assistance more eye-catching than computer navigation in joint arthroplasty? A Google trends analysis from the point of public interest. J Robot Surg 2023;17(05):2167–2176. Doi: 10.1007/s11701-023-01630-x
5 Brinkman JC, Christopher ZK, Moore ML, Pollock JR, Haglin JM, Bingham JS. Patient Interest in Robotic Total Joint Arthroplasty Is Exponential: A 10-Year Google Trends Analysis. Arthroplast Today 2022;15:13–18. Doi: 10.1016/j.artd.2022.02.015
6 Pagani NR, Moverman MA, Puzzitiello RN, Menendez ME, Barnes CL, Kavolus JJ. Online Crowdsourcing to Explore Public Perceptions of Robotic-Assisted Orthopedic Surgery. J Arthroplasty 2021;36(06):1887–1894.e3. Doi: 10.1016/j.arth.2021.02.027
7 Zhang J, Ndou WS, Ng N, et al. Correction to: Robotic–arm assisted total knee arthroplasty is associated with improved accuracy and patient reported outcomes: a systematic review and meta–analysis. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2022;30(08):2696–2697. Doi: 10.1007/s00167-021-06522-x
8 Tompkins GS, Sypher KS, Li HF, Griffin TM, Duwelius PJ. Robotic Versus Manual Total Knee Arthroplasty in High Volume Surgeons: A Comparison of Cost and Quality Metrics. J Arthroplasty 2022;37(8S):S782–S789. Doi: 10.1016/j.arth.2021.12.018
9 Alrajeb R, Zarti M, Shuia Z, Alzobi O, Ahmed G, Elmhiregh A. Robotic-assisted versus conventional total knee arthroplasty: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. Eur J Orthop Surg Traumatol 2024;34(03):1333–1343. Doi: 10.1007/s00590-023-03798-2
10 Karunaratne S, Duan M, Pappas E, et al. The effectiveness of robotic hip and knee arthroplasty on patient-reported outcomes: A systematic review and meta-analysis. Int Orthop 2019;43(06):1283–1295. Doi: 10.1007/s00264-018-4140-3
11 Siddiqi A, Mont MA, Krebs VE, Piuzzi NS. Not All Robotic-assisted Total Knee Arthroplasty Are the Same. J Am Acad Orthop Surg 2021;29(02):45–59. Doi: 10.5435/JAAOS-D-20-00654
12 Khlopas A, Sodhi N, Hozack WJ, et al. Patient-Reported Functional and Satisfaction Outcomes after Robotic-Arm-Assisted Total Knee Arthroplasty: Early Results of a Prospective Multicenter Investigation. J Knee Surg 2020;33(07):685–690. Doi: 10.1055/s-0039-1684014
13 Abdelaal MS, Wiafe BM, Khan IA, et al. Robotic-Assisted Total Knee Arthroplasty: What are Patients' Perspectives, Understanding and Expectations? J Arthroplasty 2023;38(09):1726–1733.e4. Doi: 10.1016/j.arth.2023.03.020
14 Rajan PV, Khlopas A, Klika A, Molloy R, Krebs V, Piuzzi NS. The Cost-Effectiveness of Robotic-Assisted Versus Manual Total Knee Arthroplasty: A Markov Model-Based Evaluation. J Am Acad Orthop Surg 2022;30(04):168–176. Doi: 10.5435/JAAOS-D-21-00309
15 Antonios JK, Korber S, Sivasundaram L, et al. Trends in computer navigation and robotic assistance for total knee arthroplasty in the United States: an analysis of patient and hospital factors. Arthroplast Today 2019;5(01):88–95. Doi: 10.1016/j.artd.2019.01.002
16 Suarez-Ahedo C, Lopez-Reyes A, Martinez-Armenta C, et al. Revolutionizing orthopedics: a comprehensive review of robot-assisted surgery, clinical outcomes, and the future of patient care. J Robot Surg 2023;17(06):2575–2581. Doi: 10.1007/s11701-023-01697-6
17 Elliott J, Shatrov J, Fritsch B, Parker D. Robotic-assisted knee arthroplasty: an evolution in progress. A concise review of the available systems and the data supporting them. Arch Orthop Trauma Surg 2021;141(12):2099–2117. Doi: 10.1007/s00402-021-04134-1
18 Tatebe LC, Gray R, Tatebe K, Garcia F, Putty B. Socioeconomic factors and parity of access to robotic surgery in a county health system. J Robot Surg 2018;12(01):35–41. Doi: 10.1007/s11701-017-0683-3

Anexo 1

Impressões do Paciente Sobre a Cirurgia Robótica

Você está sendo convidado(a) a participar do estudo "**Impressões do paciente sobre a Cirurgia Robótica**." Este estudo está sendo realizado pelo grupo de Ortopedia e Traumatologia do Hospital Madre Teresa. Esse é um questionário com fins científicos direcionado aos pacientes em consulta ortopédica. Ele leva em torno de 5 minutos para ser preenchido. Este estudo poderá ser encerrado antes do prazo por questões relativas à sua segurança ou por razões administrativas. A sua participação neste estudo é voluntária e não é obrigatória. Você pode aceitar participar do estudo e depois desistir a qualquer momento. Você também poderá pedir a qualquer momento que as suas informações sejam excluídas completamente deste estudo e que elas não sejam usadas para outros fins. Durante todo o estudo e mesmo depois de sua conclusão, quando os resultados deste estudo forem publicados em revistas científicas ou apresentados em congressos ou reuniões, a sua identidade será mantida em sigilo, não sendo revelada qualquer informação a seu respeito que possa identificar você publicamente. Contudo, durante o estudo, as pessoas envolvidas diretamente na pesquisa poderão ter acesso aos seus dados. Mesmo assim, os seus dados serão preservados e não serão divulgados publicamente.A participação neste estudo não terá custos adicionais para você. Também não haverá qualquer tipo de remuneração devido à sua participação. Ao inserir seu email abaixo, você estará concordando em participar deste estudo. Desde já, o nosso muito obrigado pelo seu tempo! Em caso de qualquer dúvida e/ou necessidade favor fazer contato com Equipe de Suporte da Pesquisa: Dr. Eduardo Frois - dreduardofroisbh@hotmail.com / 31. 3339-8455 / 31. 98369-2328

Eu AUTORIZO a utilização dessas informações com fins de estudo sobre a impressão dos pacientes a respeito do uso de robôs em artroplastias. Os dados fornecidos serão mantidos em sigilo durante todo o processo da pesquisa realizada.

Assinatura: _____

Questionário Impressões Sobre a Cirurgia Robótica

NOME:_____
IDADE:_____ **TELEFONE DE CONTATO:** _____
COR: () BRANCO () PRETO () PARDO () AMARELO
SEXO: () Masculino () Feminino () Outro
EMAIL: _____**PLANO DE SAÚDE:**_____
ESCOLARIDADE: () 1º grau incompleto () 1 º grau completo () 2 º grau incompleto () 2 º grau completo () Ensino superior () Pós-graduação
RENDA ANUAL: () < R$ 2.000 () R$2.000–5.000 () R$5.000–10.000 () R$ 10.000–20.000 () > R$20.000

1. Você já ouviu falar sobra a utilização da tecnologia robótica para a realização de próteses articulares (tratamento cirúrgico de prótese/artroplastia de joelho e quadril?
   A. Sim
   B. Não
2. Como você descreveria sua compreensão geral do uso da robótica na cirurgia de substituição articular (protése)?
   A. Excelente
   B. Bom
   C. Média
   D. Precária
   E. Muito precária
3. Se você já ouviu falar sobre tecnologia robótica assistida em cirurgia de substituição articular, quais foram suas fontes? (Circule tudo o que se aplica)
   A. Televisão
   B. Família/amigo
   C. Folhetos informativos ao paciente no consultório médico
   D. Internet/redes sociais
   E. Estar no hospital ou ter feito uma cirurgia anterior
   F. Não ouvi falar disso
4. Com base no seu nível de conhecimento sobre a substituição robótica articular, você gostaria que essa tecnologia fosse usada durante a sua cirurgia se fosse tivesse indicação de operar?
   A. Definitivamente sim

B. Provavelmente sim
C. Não tenho certeza
D. Provavelmente não
E. Definitivamente não

5. Quais você acha que são os benefícios da cirurgia de substituição articular assistida por robô em comparação com a cirurgia padrão? (Circule quantos você achar relevantes)
A. Facilita o trabalho do cirurgião
B. Colocação mais precisa do implante do que a cirurgia padrão
C. Melhores resultados
D. Recuperação mais rápida
E. Capacidade da inteligência artificial de orientar a cirurgia com base nas características do paciente
F. Menos dor após a cirurgia
G. Menor sangramento
H. Maior durabilidade da prótese

6. Você preferiria que a tecnologia robótica fosse usada durante sua cirurgia de substituição articular se os resultados fossem os mesmos que os não robóticos?
A. Definitivamente sim
B. Provavelmente sim
C. Não tenho certeza
D. Provavelmente não
E. Definitivamente não

7. Você acha que os hospitais que oferecem tecnologia assistida por robótica durante a cirurgia de substituição total do joelho são melhores do que aqueles que não oferecem?
A. Muito melhor
B. Um pouco melhor
C. Quase o mesmo
D. Um pouco pior
E. Muito pior

8. Quanto valor você acha que a assistência robótica oferece ao cirurgião na tomada de decisões durante as cirurgias articulares?
A. Valor extremo
B. Valor alto
C. Valor médio
D. Valor limitado
E. Não tenho certeza

9. Se seu convênio não cobrir a cirurgia com assistência robótica, você consideraria pagar pelo uso do robô do seu bolso?
A. Definitivamente sim
B. Provavelmente sim
C. Não tenho certeza
D. Provavelmente não
E. Definitivamente não

10. Se você respondeu sim à pergunta anterior, quanto você estaria disposto a pagar do seu bolso pela cirurgia assistida por robô?
A. Menos de R$ 1.000
B. Entre R$ 1.000 e $ 5.000
C. Entre R$ 5.000 e R$ 10.000
D. Entre R$ 10.000 e R$ 15.000
E. Mais de R$ 15.000

11. Supondo que o uso de robôs adicione um custo substancial (pago por você ou pelo convênio) ao realizar uma cirurgia de substituição articular, quanto melhor o resultado da cirurgia teria que ser para justificar o uso dos robôs?
A. Resultados extremamente melhores
B. Resultados muito melhores
C. Resultados razoavelmente melhores
D. Resultados satisfatórios
E. Não tenho certeza

12. Se você escolher fazer uma substituição robótica do joelho, qual você prefere?
    A. Um sistema robótico que requer uma tomografia computadorizada para planejamento se for mais preciso do que outros sistemas robóticos.
    B. Um sistema robótico que não requer uma tomografia computadorizada para planejamento, mesmo que seja menos preciso do que outros sistemas robóticos.
    C. Um sistema robótico que não requer uma tomografia computadorizada para planejamento se for tão preciso quanto outros sistemas robóticos.
    D. Eu confiaria na preferência do meu cirurgião
13. Alguns sistemas robóticos de substituição de joelho permitem que o robô corte o osso, equilibre os ligamentos e confirme se o implante está corretamente alinhado e posicionado. Por quem você prefere que essas decisões sejam tomadas?
    A. Somente pelo cirurgião
    B. Somente pelo robô
    C. O cirurgião toma algumas decisões e o robô toma algumas decisões.
14. Alguns sistemas de substituição robótica de joelho exigem tomografias computadorizadas do joelho para planejamento pré-operatório para garantir melhor programação e medidas. Sabe-se que uma tomografia computadorizada tem uma dose de radiação maior do que o raio-X de rotina. Esse aumento de radiação aumenta ligeiramente o risco de câncer. Se você precisasse de uma tomografia computadorizada para fazer uma cirurgia robótica, você ainda desejaria uma substituição articular assistida por ele?
    A. Definitivamente sim
    B. Provavelmente sim
    C. Não tenho certeza
    D. Provavelmente não
    E. Definitivamente não
15. Quais preocupações você tem em relação à cirurgia de substituição total do joelho assistida por robô em comparação com a cirurgia padrão? (Circule todas as opções que achar relevantes)
    A. Torna a cirurgia mais longa
    B. O cirurgião desempenha um papel menor no procedimento
    C. Cirurgiões inexperientes obtêm resultados piores
    D. Risco de radiação se a tomografia computadorizada for usada
    E. Falta de pesquisa para apoiar o uso da cirurgia robótica
    F. Mau funcionamento do robô que pode causar danos a você
16. Qual a sua percepção sobre o papel que o robô desempenha na execução das etapas seguintes da cirurgia de substituição do joelho? (Marque "✓" Um círculo por pergunta)

	Todo o processo	Maior parte do processo	Algumas partes do processo	Poucas partes do processo	Não sei dizer
Incisão (corte da pele até chegar no osso)					
Cortes ósseos (preparação do osso para colocar a prótese)					
Equilíbrio ligamentar (ajuste dos tecido para equilíbrio da prótese)					
Implante (colocação da prótese no osso)					
Fechamento da incisão (fechamendo pele e tecidos)					

Tenodese do trato iliotibial no tratamento das lesões do complexo anterolateral do joelho – Descrição de uma técnica modificada

Tenodesis of the Iliotibial Tract in the Treatment of Lesions of the Anterolateral Knee Complex – Description of a Modified Technique

Gustavo Rabelo Azi[1,2] Alexandre Vasconcelos de Meirelles[2,3] Ramon Rocha Costa de Freitas[1,2] José Fonseca Fróes Neto[2] Enilton de Santana Ribeiro de Mattos[2,4] Alex Guedes[2,5]

[1] Grupo de Cirurgia do Joelho, Hospital Santo Antônio, Obras Sociais Irmã Dulce, Salvador, BA, Brasil
[2] Programa de Residência Médica em Ortopedia e Traumatologia, Hospital Santo Antônio, Obras Sociais Irmã Dulce, Salvador, BA, Brasil
[3] Grupo de Cirurgia do Quadril, Hospital Santo Antônio, Obras Sociais Irmã Dulce, Salvador, BA, Brasil
[4] Grupo de Cirurgia da Mão, Hospital Santo Antônio, Obras Sociais Irmã Dulce, Salvador, BA, Brasil
[5] Grupo de Cirurgia do Joelho, Hospital Universitário Professor Edgard Santos, Faculdade de Medicina da Bahia, Universidade Federal da Bahia, Salvador, BA, Brasil

Endereço para correspondência Alex Guedes, MD, MSc, PhD, Rua Marechal Floriano 29, Canela, 40.110-010, Salvador, BA, Brasil (e-mail: alexguedes2003@yahoo.com.br).

Rev Bras Ortop 2025;60(4):s00451811631.

Resumo

Os autores descrevem uma técnica modificada de tenodese extrarticular lateral para o tratamento das lesões do complexo anterolateral do joelho, realizada em associação à reconstrução do ligamento cruzado anterior, utilizando enxerto tendíneo quádruplo de semitendíneo e grácil. A fixação femoral do enxerto é realizada com um único parafuso de interferência, de fora para dentro, compartilhando o mesmo túnel ósseo com a banda central do trato iliotibial. A entrada do túnel é posicionada na topografia do epicôndilo lateral, ao nível da origem do ligamento anterolateral. O protocolo pós-operatório inclui fisioterapia nos primeiros 4 meses, seguida pelo início do reforço muscular, com liberação para a prática esportiva a partir do 9° mês.

Palavras-chave
- fáscia lata
- instabilidade articular
- joelho
- ligamentos
- procedimentos cirúrgicos operatórios
- reconstrução do ligamento cruzado anterior

Trabalho desenvolvido no Hospital Santo Antonio, Obras Sociais Irmã Dulce, Salvador, BA, Brasil.

recebido
17 de outubro de 2024
aceito
09 de junho de 2025

DOI https://doi.org/10.1055/s-0045-1811631.
ISSN 0102-3616.

© 2025. The Author(s).
This is an open access article published by Thieme under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International License, permitting copying and reproduction so long as the original work is given appropriate credit (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

Thieme Revinter Publicações Ltda., Rua Rego Freitas, 175, loja 1, República, São Paulo, SP, CEP 01220-010, Brazil

Abstract

The authors describe a modified lateral extraarticular tenodesis technique for the treatment of anterolateral complex knee injuries, performed in association with anterior cruciate ligament reconstruction, using a quadruple semitendinosus and gracilis tendon graft. Femoral fixation of the graft is performed with a single interference screw, together with the central band of the iliotibial tract, from the outside in, sharing the same bone tunnel, whose entrance is positioned in the topography of the lateral epicondyle (at the level of the origin of the anterolateral ligament). The postoperative protocol includes physiotherapy during the first 4 months, followed by the initiation of muscle strengthening, with clearance for return to sports starting from the 9th month.

Keywords

- anterior cruciate ligament reconstruction
- fascia lata
- joint instability
- knee
- ligaments
- surgical procedures

Introdução

A instabilidade rotatória anterolateral (IRA) decorre da ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA) associada à lesão do complexo anterolateral do joelho (porção do trato iliotibial [TIT] situada entre as fibras de Kaplan proximalmente e a sua inserção tibial),[1,2] gerando movimento anômalo translacional anterior e rotacional (interno) da tíbia.[2]

A falha em reconhecer e manejar lesões concomitantes do complexo anterolateral do joelho no momento da reconstrução do LCA pode resultar em IRA persistente, culminando em pior resultado funcional, falha da reconstrução/ruptura do neoligamento e osteoartrite progressiva.[2,3] Diante disso, a abordagem cirúrgica concomitante do complexo anterolateral, incluindo o ligamento anterolateral (LAL) e o TIT, tornou-se objeto de crescente interesse e investigação, por permitir o restabelecimento da estabilidade rotacional, restaurando a biomecânica normal do joelho, reduzindo as taxas de falha da reconstrução isolada do ligamento e prevenindo ou minimizando outras complicações.[2–6]

Atualmente, duas técnicas são utilizadas no tratamento da instabilidade anterolateral: a tenodese extrarticular lateral (TEL)[3,7–9] e a reconstrução[2,4] do TIT.

A TEL[3,7–9] envolve a passagem do TIT através de túnel no fêmur, seguida por sua fixação a este osso, proporcionando contenção rotacional e estabilização lateral do joelho.

O objetivo do presente trabalho é descrever uma técnica de TEL modificada para o tratamento concomitante das lesões combinadas do LCA e do complexo anterolateral do joelho nas reconstruções em que é utilizado enxerto tendíneo quádruplo de semitendíneo e grácil. A fixação femoral do enxerto é realizada em conjunto com a banda central do TIT, compartilhando o mesmo túnel ósseo.

Descrição da Técnica

O paciente é posicionado em decúbito dorsal e anestesiado mediante bloqueio raquidiano e sedação. A antibioticoterapia venosa profilática é completada até 30 minutos antes da incisão: utilizamos 1 g de cefazolina ou 600 mg de clindamicina (indicada em pacientes alérgicos a antibióticos betalactâmicos).

Realizamos o esvaziamento venoso mediante elevação gravitacional do membro afetado por 5 minutos, seguido pelo uso de faixa de Esmarch e o garroteamento proximal, na raiz da coxa, com manguito pneumático. Com o joelho fletido a 90° e a perna pendente ao lado da mesa operatória, realizamos a abordagem rotineira para reconstrução anatômica do LCA, utilizando o enxerto tendíneo quádruplo de semitendíneo e grácil (confeccionado mediante sutura das extremidades e dobra na metade de seu comprimento), deixando o fio de sutura passado ao redor da dobra do enxerto, à exceção da confecção do túnel femoral, que é realizada de fora para dentro, com entrada posicionada na origem do LAL, 0,5 cm proximal e 0,5 cm posterior ao epicôndilo lateral do fêmur. Para tanto, realizamos mini acesso cutâneo ($\sim$ 2,0 cm) na topografia do epicôndilo lateral, procedendo com a dissecção por planos, identificação e dissecção do TIT (►**Fig. 1**); uma vez dissecado, o



Fig. 1 Mini acesso sobre o trato iliotibial.

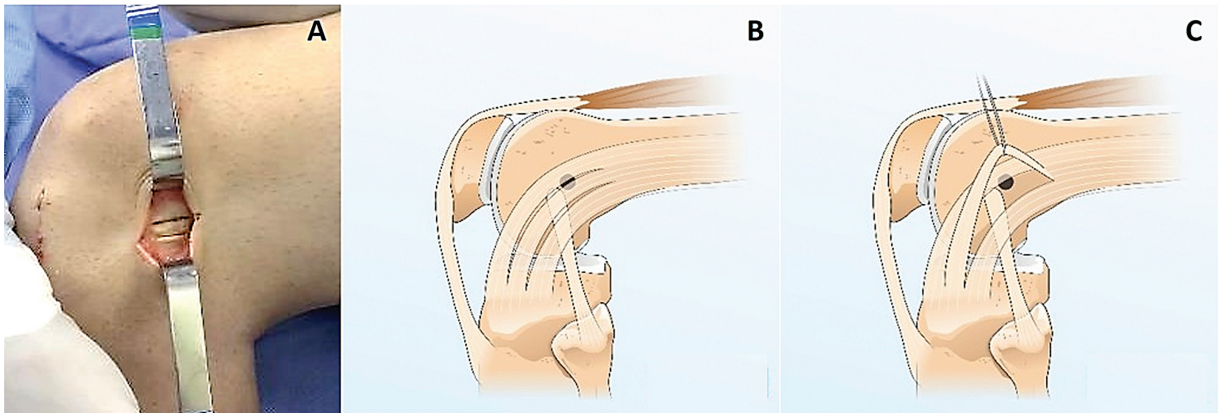


Fig. 2 (A-C). (A) Face lateral de um joelho esquerdo, onde se nota a incisão no trato iliotibial; (B) Ilustração do enxerto do trato iliotibial e o ponto de criação do túnel femoral; (C) enxerto do trato iliotibial sendo tracionado por um fio.

TIT é incisado longitudinalmente (entre 5,0 e 7,5 cm), seguindo a orientação de suas fibras; o afastamento das bordas desta incisão permite identificar o epicôndilo lateral do fêmur (►**Vídeo 1**).

Vídeo 1

Online content including video sequences viewable at: https://www.thieme-connect.com/products/ejournals/html/10.1055/s-0045-1811631.

A seguir, posicionamos o fio guia ponta de broca 0,5 cm proximal e 0,5 cm posterior ao epicôndilo lateral do fêmur, direcionando-o ao centro do *footprint* do LCA, utilizando guia tipo *pinpoint*; ato contínuo, confeccionamos túnel femoral de fora para dentro, no diâmetro calculado para a passagem do enxerto. O túnel tibial é confeccionado de fora para dentro; posicionamos o guia no *footprint* ou sobre o remanescente do ligamento cruzado anterior na tíbia para que a reconstrução fique anatômica (►**Vídeo 1**).

Realizamos nova incisão no TIT, paralela à inicial, distando 0,5 cm desta, criando uma banda central medindo 5,0–7,5 × 0,5 cm, mantendo continuidade com suas porções proximal e distal (►**Fig. 2**). Posicionamos o enxerto de proximal para distal, ao redor da banda (►**Fig. 3**), que é tracionada para a articulação mediante o fio de alta resistência (Ethibond 5, Johnson & Johnson) por alguns milímetros, no interior do túnel femoral; em seguida, com o joelho em rotação neutra e em extensão total, realizamos a fixação dessas estruturas com parafuso de interferência (►**Fig. 4**, ►**Vídeo 1**).

A seguir, com o joelho posicionado a 30° de flexão, realizamos a fixação do enxerto no túnel tibial, com parafuso de interferência. A falha criada pela invaginação da banda central do TIT no túnel femoral é então suturada com o joelho em flexão (►**Fig. 5**, ►**Vídeo 1**) mediante pontos separados em "X", utilizando fio Vycril 0 (Ethicon ou Johnson & Johnson Medical Devices). O procedimento é finalizado com a aproximação da ferida por planos, utilizando fio Vycril 2–0 (subcutâneo, pontos simples separados, nó invertido) e Mononylon 3–0 (Ethicon or Johnson & Johnson Medical Devices) (pele, pontos simples separados), curativo compressivo e exame radiográfico convencional de controle. Não utilizamos dreno aspirativo, tampouco imobilizador de joelho.

O paciente permanece internado por 1 dia, sendo liberada carga total já no 1° dia pós-operatório, conforme tolerada pelo paciente, utilizando muletas apenas para equilíbrio. A

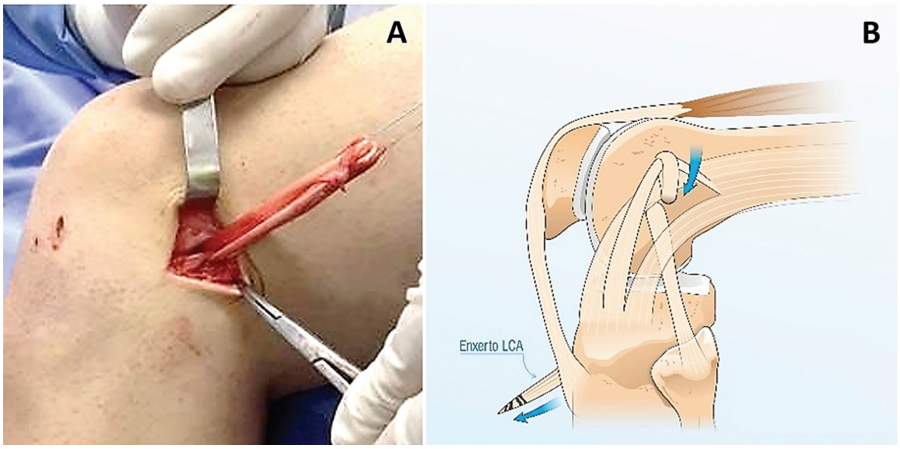


Fig. 3 (A-B). (A) Enxerto da banda central do TIT.; (B) Passado ao redor do enxerto dos flexores.

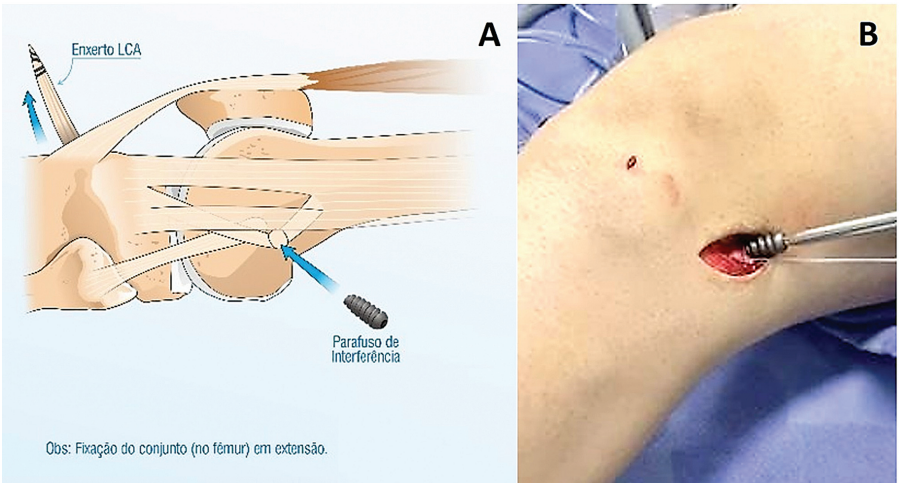


Fig. 4 (A-B). (A) Fixação da banda central do TIT, junto ao enxerto quádruplo de semitendíneo e grácil no túnel femoral, fixado com um parafuso e o joelho em extensão.

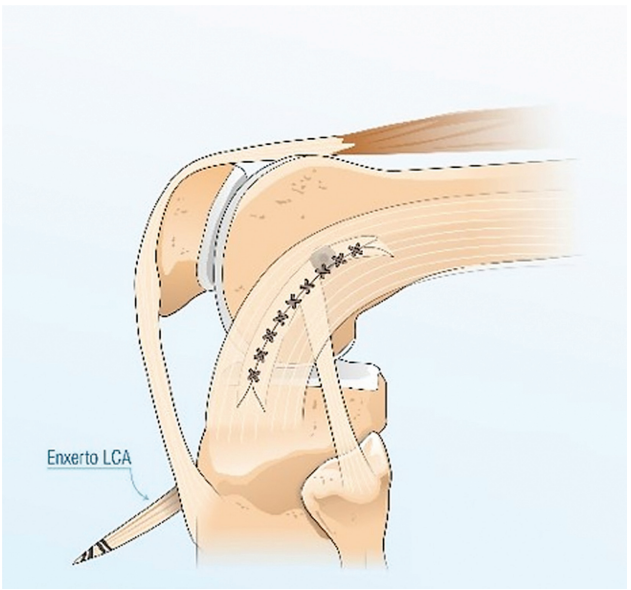


Fig. 5 Sutura da banda central do TIT.

profilaxia de tromboembolismo venoso é realizada de forma mecânica exclusiva, mediante compressão mecânica intermitente e/ou uso de meias elásticas. É realizada crioterapia local e, conforme demanda, controle da dor mediante utilização de analgésicos não opioides. Os pontos são retirados com 15 dias.

O paciente é seguido mensalmente até o início das atividades desportivas, aos 9 meses de pós-operatório. A reabilitação pós-operatória segue o protocolo descrito a seguir:

- Do pós-operatório imediato até o terceiro mês: fisioterapia voltada para analgesia, ganho de amplitude articular e prevenção da perda de massa muscular.
- Entre o terceiro e o sexto mês de pós-operatório: transição gradual da fisioterapia para a prática de exercícios físicos, com foco no ganho progressivo de massa muscular.
- Entre o terceiro e o nono mês de pós-operatório: treinamento neuromuscular e de gestos esportivos, supervisionado por educador físico.
- Aos nove meses de pós-operatório: avaliação clínica para liberação à prática esportiva, incluindo análise da massa muscular, testes ligamentares, *hop test* e ressonância magnética de controle.

Comentários Finais

A IRA decorre da ruptura do LCA associada à lesão do complexo anterolateral do joelho. A identificação desta condição demanda planejamento de abordagem cirúrgica concomitante, associando a reconstrução do LCA à TEL[3,7–9] ou à reconstrução[2,4] do TIT. As indicações primárias para este procedimento incluem re-ruptura do LCA, exame físico com *pivot shift* grau 2 ou 3, prática esportiva com movimentos de *pivot* e/ou prática esportiva de alto nível, frouxidão ligamentar e fratura de Segond; as indicações secundárias abrangem lesão crônica do LCA, idade < 25 anos e sinal radiográfico do entalhe do côndilo femoral lateral.[10]

Uma das técnicas mais amplamente estudadas é a TEL,[3,7–9] apresentada por Marcel Lemaire, cirurgião francês, em 1967.[3] Há controvérsias sobre o papel preciso e a técnica ideal para a realização deste procedimento, levando várias propostas de modificações que emergiram como preferenciais, tendo em vista sua significativa eficácia na redução das taxas de falha da reconstrução isolada do LCA.[3,7–9]

Apesar dos benefícios, é preciso considerar que a TEL apresenta algum potencial para complicações,[8] como dor, restrição da amplitude articular (sobretudo da flexão, devido ao tensionamento do TIT), falha na fixação e ruptura do enxerto.

Na TEL modificada, descrita no presente trabalho, o túnel femoral confeccionado para a passagem do enxerto tendíneo quádruplo do semitendíneo e grácil é compartilhado com a banda central do TIT, sendo ambos (enxerto e banda) fixados em conjunto, com um único parafuso de interferência. Nesta técnica, o ponto definido para confecção do túnel femoral (de

fora para dentro, 0,5 cm proximal e 0,5 cm posterior ao epicôndilo lateral do fêmur, direcionado ao centro do *footprint* do LCA) considera a realização da tenodese no local mais próximo à origem do ligamento anterolateral, sem prejudicar o posicionamento do enxerto tendíneo quádruplo.

Dentre os benefícios deste procedimento, é possível enumerar: (1) único mini acesso – não há necessidade de nova incisão para a TEL; (2) procedimento tecnicamente mais simples; (3) menor tempo cirúrgico (menor tempo de garrote); (4) não é necessário modificar o protocolo de reabilitação pós-operatória da reconstrução do LCA em virtude da TEL; (5) menor demanda por implantes; e (6) menor custo, considerando os itens anteriores.

O potencial de risco para complicações é similar ao observado em outras técnicas de TEL, como (1) dor; (2) restrição da flexão; (3) falhas na fixação; e (4) ruptura do enxerto.

Contribuições dos Autores

Cada autor contribuiu individual e significativamente para o desenvolvimento do presente artigo: GRA: conceptualização, metodologia, curadoria de dados, investigação e validação. AVM: visualização e validação. RRCF: curadoria de dados, investigação e validação. JFFN: escrita – rascunho original. ESRM: visualização e validação. AG: análise formal, escrita – revisão e edição e validação.

Suporte Financeiro

Os autores declaram que não receberam suporte financeiro de agências dos setores público, privado ou sem fins lucrativos para a realização deste estudo.

Conflito de Interesses

Os autores não têm nenhum conflito de interesses a declarar.

Referências

1 Hutchinson LA, Lichtwark GA, Willy RW, Kelly LA. The Iliotibial Band: A Complex Structure with Versatile Functions. Sports Med 2022;52(05):995–1008. Doi: 10.1007/s40279-021-01634-3

2 Sonnery-Cottet B, Saithna A, Cavalier M, et al. Anterolateral Ligament Reconstruction Is Associated With Significantly Reduced ACL Graft Rupture Rates at a Minimum Follow-up of 2 Years: A Prospective Comparative Study of 502 Patients From the SANTI Study Group. Am J Sports Med 2017;45(07):1547–1557. Doi: 10.1177/0363546516686057

3 McAleese T, Murgier J, Cavaignac E, Devitt BM. A review of Marcel Lemaire's original work on lateral extra-articular tenodesis. J ISAKOS 2024;9(03):431–437. Doi: 10.1016/j.jisako.2024.02.006

4 Kernkamp WA, van de Velde SK, Bakker EW, van Arkel ER. Anterolateral Extra-articular Soft Tissue Reconstruction in Anterolateral Rotatory Instability of the Knee. Arthrosc Tech 2015;4(06):e863–e867. Doi: 10.1016/j.eats.2015.08.015

5 Kemler B, Coladonato C, Perez A, Erickson BJ, Tjoumakaris FP, Freedman KB. Considerations for revision anterior cruciate ligament reconstruction: A review of the current literature. J Orthop 2024;56:57–62. Doi: 10.1016/j.jor.2024.05.012

6 Golan EJ, Tisherman R, Byrne K, Diermeier T, Vaswani R, Musahl V. Anterior Cruciate Ligament Injury and the Anterolateral Complex of the Knee-Importance in Rotatory Knee Instability? Curr Rev Musculoskelet Med 2019;12(04):472–478. Doi: 10.1007/s12178-019-09587-x

7 Song GY, Hong L, Zhang H, Zhang J, Li Y, Feng H. Clinical Outcomes of Combined Lateral Extra-articular Tenodesis and Intra-articular Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Addressing High-Grade Pivot-Shift Phenomenon. Arthroscopy 2016;32(05):898–905. Doi: 10.1016/j.arthro.2015.08.038

8 Heard M, Marmura H, Bryant D, Litchfield R, McCormack R, MacDonald P, et al. STABILITY Study Group. No increase in adverse events with lateral extra-articular tenodesis augmentation of anterior cruciate ligament reconstruction - Results from the stability randomized trial. J ISAKOS 2023;8(04):246–254. Doi: 10.1016/j.jisako.2022.12.001

9 Damayanthi ED, Kholinne E, Singjie LC, Sakti M, Anesstesia IJ. Combined Anterior Cruciate Ligament Reconstruction (ACLR) and Lateral Extra-articular Tenodesis through the Modified Lemaire Technique versus Isolated ACLR: A Meta-analysis of Clinical Outcomes. Rev Bras Ortop 2024;59(02):e180–e188. Doi: 10.1055/s-0044-1785492

10 Ariel de Lima D, Helito CP, Lima FRA, Leite JAD. Surgical indications for anterior cruciate ligament reconstruction combined with extra-articular lateral tenodesis or anterolateral ligament reconstruction. Rev Bras Ortop 2018;53(06):661–667. Doi: 10.1016/j.rboe.2018.09.007

Revista Brasileira de Ortopedia

Instruções aos Autores

Muito obrigado por contribuir com a *Revista Brasileira de Ortopedia*. Por favor, leia cuidadosamente as instruções a seguir. O descumprimento das instruções pode causar atrasos desnecessários na publicação de seu artigo.

taxa APC	***Article Processing Charge* (APC)**
Regular	Zero (financiado pela sociedade)

Veja mais sobre o Open Access na Thieme em http://open.thieme.com

CHECKLIST
Todos os Manuscritos devem ser submetidos no link:
http://www.editorialmanager.com/rbo

☐ INFORMAÇÕES AUTORAIS
- Todos os autores: nome completo, departamento, afiliação.
- Autor correspondente: nome complete, maior título, departamento, afiliação, endereço de correspondência, telefone e e-mail.

☐ MANUSCRITO
- Deve ser um arquivo digital – cópias impressas não serão aceitas.

☐ RESUMO E PALAVRAS-CHAVE
- Veja a seção Tipo de Artigo.

☐ REFERÊNCIAS
- Citadas sequencialmente em estilo AMA.

☐ FIGURAS E TABELAS
- Citadas sequencialmente no manuscrito, anexadas após a listagem de referências ou em arquivos separados com seus respectivos títulos.

☐ ARTES
- Devem ser salvas a parte do manuscrito.

☐ PERMISSÕES
- Necessária se você planeja reproduzir conteúdo já publicado em outra fonte, incluindo imagens de pacientes.
- Consentimento informado de pacientes disponível no link www.thieme.com/journal-authors.

SUMÁRIO

Processo de revisão por pares (Peer-review) 3
FORMATO DO MANUSCRITO **3-8**
Tipos de Artigos 3
Guia Geral 3
Checklist de Arquivos e Informação 4
Idioma 4
Folha de Rosto 4
Resumo e Palavras-chave 4
Manuscrito 5
Agradecimentos 5
Fontes de Suporte 5
Declaração de Publicação em servidor de pré-impressão (Preprint) 5
Declaração de conflito de interesses 5
Declaração de Consentimento Informado 6
Conflitos decorrentes de artigos de autoria de membros do Conselho Editorial . . . 6
Referências 6
Título e Legenda de Figuras 7
Tabelas 7
Vídeos 7
Material Complementar **7**
PREPARAÇÃO DIGITAL DE ARTE 7
Guia Geral 7
Arte em preto & branco 7
Arte em cores 7
Dísticos e texto **7**
PROCESSO DE SUBMISSÃO 7
Article Processing Charge (*APC*) 7
Submissão 7
Revisão **7**
PROCESSO DE PRODUÇÃO 7
Provas do Autor **7**
POLÍTICA EDITORIAL 7
Declaração de privacidade 7
Carta de autorização 7
Declaração de conflito de interesses (caso haja) 7
Copyright 8
Papel da fonte de financiamento 8
Definição de Autoria 8
Colaboradores 8
Alterações na autoria 8
CONTATOS **8**

A Revista Brasileira de Ortopedia é a publicação oficial da Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia (SBOT) dedicada a publicação de artigos científicos que contribuam para a disseminação de conhecimentos científicos e avanços que contribuam positivamente com a prática, a pesquisa, o ensino e atualização da Ortopedia e Traumatologia e áreas correlatas. A RBO visa proporcionar uma oportunidade para a troca de informações de informações entre profissionais de saúde, pesquisadores e educadores, promovendo o avanço da ciência ortopédica e a melhoria dos cuidados ao paciente. A RBO é publicada bimestralmente em fevereiro, abril, junho, agosto, outubro e dezembro, e tem sido publicada regularmente desde sua 1ª edição em 1965. A revista é dedicada aos ortopedistas associados à SBOT, profissionais da saúde dedicados a atividades similares e ortopedistas em outros países.

Processo de revisão por pares (Peer-review)

A revista segue um processo duplo-cego de revisão por pares (double-blind peer review), em que nem o autor nem o revisor ficam sabendo a identidade um do outro.

Pelo menos dois revisores são indicados de forma aleatória a partir de sua área de expertise, sob a coordenação do Editor-chefe. A decisão é tomada com base nas revisões comparativas que o manuscrito recebe durante o processo de revisão.

FORMATO DO MANUSCRITO

Tipos de Artigos

A tabela a seguir mostra os tipos de artigos aceitos para publicação e seus requisitos.

Tipos de Artigo	Limite para Resumo	Limite de Palavras-chave	Limite para Títulos	Ilustrações	Referências
Artigo Original (até 2,500 palavras)	Até 250 palavras	Até 6	N/A	16 (entre figuras, tabelas e gráficos)	Até 30 referências
Artigo de Atualização (até 4,000 palavras)	Até 250 palavras	Até 3	N/A	10 (entre tabelas e figuras)	Até 40 referências
Artigos de Revisão e Metanálise (até 4,000 palavras)	Até 250 palavras	Até 6	N/A	5 (entre figuras, tabelas e gráficos)	Até 40 referências
Protocolo de Revisão Sistemática (até 2.500 palavras)	Até 250 palavras	Até 6	N/A	N/A	Até 20 referências
Protocolo de Ensaios Clínicos Randomizados (até 2.500 palavras)	Até 250 palavras	Até 6 autores	N/A	N/A	Até 20 referências
Nota Técnica (até 1.500 palavras)	Até 250 palavras	Até 4	N/A	7 (entre figuras e tabelas)	Até 10 referências
Carta ao Editor (até 500 palavras)	N/A	N/A	N/A	2 Figuras	Até 4 referências
Editorial (até 500 palavras)	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A

- **Artigo Original**: Descreve pesquisa experimental ou investigação clínica - prospectiva ou retrospectiva, randomizada ou duplo cego. Deve ter: Título, Resumo estruturado (Objetivo, Métodos, Resultado e Conclusão), Palavras-chave, Introdução, Materiais e Métodos, Resultados, Discussão, Conclusões e Referências. Máximo de 2.500 palavras, 30 referências, 16 ilustrações (entre figuras, tabelas e gráficos).
- **Artigo de Atualização**: Escrito por um especialista a convite da Comissão de Educação Continuada (CEC-SBOT) e do Editor-Chefe, o artigo deve apresentar uma revisão sobre um tema relevante e atual, que pode incluir doenças, avanços tecnológicos, diagnósticos, técnicas cirúrgicas inovadoras e novas abordagens terapêuticas, assegurando que as práticas sejam fundamentadas nas melhores evidências disponíveis. Deve ser estruturado com: título (claro, objetivo e que reflita o tema abordado), resumo (não estruturado) e palavras-chave (até seis). O corpo do artigo deve proporcionar uma visão abrangente e objetiva, baseada predominantemente em informações publicadas na literatura. Utilize subtítulos para abordar os principais aspectos do tema. Espera-se que os autores apresentem todas as perspectivas de questões controversas de forma equilibrada, destacando inovações, descobertas e novas abordagens na especialidade. Ao final, resuma os principais pontos discutidos e a relevância dos avanços para a prática clínica. Máximo de 4.000 palavras, 40 referências, 10 ilustrações (entre tabelas e figuras).
- **Artigos de Revisão Sistemática e Metanálise:** Uma revisão sistemática com metanálise deve abordar uma questão clínica claramente formulada e utilizar métodos sistemáticos reprodutíveis com as seguintes etapas distintas: elaboração de estratégias de busca específicas para cada base de dados a ser explorada; seleção dos estudos, por pelo menos dois autores, segundo critérios de inclusão e exclusão claramente estabelecidos previamente; extração de dados, considerando todos os desfechos aferidos e o tempo de seguimento dos pacientes; avaliação da qualidade metodológica e da análise dos potenciais viéses de cada estudo incluído; análise estatís-

tica e síntese dos resultados; análise da heterogeneidade e do viés de publicação; avaliação da qualidade da evidência gerada pelo estudo, finalizando com a redação adequada seguindo critérios mínimos das diretrizes já estabelecidas na literatura, denotando que são estudos que demandam um longo tempo para sua execução com metodologia sistematizada e reprodutível. Pode-se realizar, mediante métodos estatísticos, a síntese dos resultados da revisão sistemática (metanálise), sumarizando os resultados dos estudos incluídos. Máximo de 4.000 palavras, 40 referências, 5 ilustrações (entre figuras, tabelas e gráficos).

- **A RBO estabelece os seguintes critérios para considerar a publicação desse tipo de estudo:**

- Não serão consideradas para publicação outros tipos de revisão, tais como: revisões narrativas, integrativas, rápidas (rapid review), de mapeamento ou de escopo, com exceção daquelas consideradas relevantes pelo editor-chefe da RBO.
- Na submissão, os autores devem descrever a relevância do estudo e listar as revisões sistemáticas e metanálises publicadas nos últimos cinco anos sobre o tema. As revisões submetidas que tiverem estudos semelhantes sobre o mesmo tema publicados nos últimos cinco anos não serão aceitas para publicação (estudos redundantes), a menos que haja mudança substancial dos resultados, justificada pelos autores.
- Somente serão consideradas para publicação as revisões sistemáticas e metanálises sobre tratamento que tenham incluído estudos de alta qualidade – ensaios clínicos randomizados.
- Recomendamos e estimulamos os autores a fazerem submissão dos protocolos das revisões sistemáticas, observadas as diretrizes preconizadas pelo Preferred Reporting Items for Systematic Review and Meta-Analysis Protocols (PRISMA-P) e pelo Cochrane handbook for systematic reviews.

- **Protocolo de Revisão Sistemática:** O protocolo pode ser publicado no formato de artigo. Deve conter as estratégias metodológicas para execução da revisão sistemática e devem conter ao menos as seguintes informações: a estratégia de busca para identificar artigos de interesse, critérios de elegibilidade, dados que serão extraídos, as variáveis de interesse, análise dos dados e as formas para explorar as heterogeneidades. Os itens importantes inerentes à execução de uma revisão sistemática podem ser vistos no link: https://tinyurl.com/systematicr. A RBO sugere que todos os pesquisadores registrem o protocolo de suas revisões sistemáticas no Prospero (https://www.crd.york.ac.uk/prospero/) ou PRISMA (http://www.prisma-statement.org/). O protocolo será avaliado pelo corpo editorial da revista e submetido ao processo de peer review.
- **Protocolos de Ensaios Clínicos Randomizados:** Para submissões de protocolos de ensaios clínicos randomizados, é obrigatória a apresentação do número de registro do ensaio clínico na folha de rosto no momento da submissão. A Revista Brasileira de Ortopedia aceita registros realizados em qualquer plataforma que atenda aos critérios do Comitê Internacional de Editores de Revistas Médicas (por exemplo, http://clinicaltrials.gov ou ReBEC).
- **Nota Técnica:** O objetivo de um artigo de técnica cirúrgica é que um cirurgião que o leia e/ou assista (deverá ser preferencialmente acompanhado de um vídeo) compreenda as indicações, contraindicações, a técnica em si, os cuidados pós-operatórios e os resultados de um procedimento. Destina-se à divulgação de métodos de diagnóstico ou técnicas cirúrgicas. A técnica apresentada deve ser bem testada (com tempo de seguimento adequado) ou oferecer uma solução para um problema que ainda não tenha técnicas bem estabelecidas na literatura médica. O artigo deve conter: Título (claro, objetivo e que reflita o tema abordado), Resumo (não estruturado), Palavras-chave (até seis), Introdução explicativa, Seleção dos pacientes, Descrição do método, Material ou Técnica, Comentários finais, Referências. Máximo de 1.500 palavras, 10 referências, 7 ilustrações (entre figuras e, tabelas).
- **Carta ao Editor:** O objetivo é comentar ou discutir trabalhos publicados na revista ou relatar pesquisas originais em andamento. A publicação é feita a critério dos Editores, incluindo a réplica quando pertinente. Máximo de 500 palavras, 4 referências e 2 figuras.
- **Editorial**: Escritos a convite do editor-chefe, apresentando comentários de trabalhos relevantes da própria revista, pesquisas importantes publicadas ou comunicações dos editores de interesse para a especialidade. Máximo de 500 palavras.

Guia Geral

- A submissão deve ser em formato digital. Cópias impressas não serão aceitas.
- Manter o formato do manuscrito simples e claro. Editaremos o manuscrito de acordo com o nosso estilo – não tente formatar o documento.
- O Manuscrito, incluindo a Folha de Rosto, o Resumo e as palavras-chave, o texto, as referências, títulos e legendas de figuras e tabelas deve ser digitado em espaço duplo, fonte em tamanho 12 com 2,5 cm para todas as margens salvas em um arquivo.
- Cada figura deve ser salva em arquivo separado. Não insira as figuras no manuscrito. Arquivos serão trabalhados pela equipe da Thieme.
- Use o mínimo possível de abreviações e sempre descreva cada uma em sua primeira ocorrência.
- Os manuscritos devem ser escritos em inglês ou português.
- O manuscrito deve usar o Sistema Internacional (SI) de medidas. Para clareza, equivalentes não métricos podem ser incluídos entre parênteses seguidos pela unidade SI de medida.
- Use nomes genéricos de drogas. Você pode citar nomes registrados entre parênteses seguidos do fabricante e local de origem.
- Informar créditos de fornecedores e fabricantes de equipamentos, drogas e outros materiais com nome registrado entre parênteses, incluindo nome da companhia e cidade sede.

Checklist de Arquivos e Informação:

- Um dos autores deve ser designado como correspondente. O e-mail e endereço de correspondência devem ser incluídos na Folha de Rosto. Para maiores detalhes, veja a seção Folha de Rosto.
- **Manuscrito:**
  - Incluir palavras-chave
  - Todos os títulos e legendas de Figuras
  - Todas as Tabelas (incluindo título, descrição, legendas e notas)
  - Assegurar que todas as Figuras e Tabelas citadas no texto combinem com os arquivos fornecidos
  - Indicar com clareza como as cores devem ser usadas nas Figuras
  - Arquivos complementares (supplemental files)

- **Considerações adicionais:**
  - O manuscrito deve ser submetido a algum corretor ortográfico
  - Todas as referências devem ser citadas no texto e listadas ao final
  - Concessões devem ser obtidas se for usado material protegido por copyright (incluindo da internet)
  - Quaisquer conflitos de interesse devem ser declarados, mesmo que não haja nenhum a declarar
  - As instruções da revista devem ser revistas e consideradas

Idioma

Os artigos devem ser escritos em Português ou Inglês.

Folha de Rosto

- A RBO adota a revisão duplo-cego (double-blinded peer-review policy). A Folha de Rosto **não** deve fazer parte do manuscrito e deve ser fornecida separadamente.
- Título: Conciso e informativo. Títulos são normalmente usados em sistemas de busca de informação. Evite abreviações e fórmulas sempre que possível.
- Autoria: No máximo 6 autores, com exceção de estudos multicêntricos quando o número de autores poderá ser maior, conforme a seguir:

- Duas ou três instituições, no máximo 4 autores por ins-tituição
- Acima de quatro instituições, no máximo 3 autores por instituição;
- Em hipótese alguma o número de autores poderá ser maior do que 20.

- Indicar afiliação de cada autor, separadamente. Se houver mais de uma afiliação institucional, indicar apenas a mais relevante. Por favor indicar com clareza o primeiro nome e o sobrenome de cada autor com a grafia correta. Apresentar a afiliação correta de cada autor. Enumerar todas as afiliações aos respectivos autores, incluindo cidade e país. **Fornecer o ORCID** (https://orcid.org/) e-mail de cada autor.
- As afiliações devem ser apresentadas de forma crescente de hierarquia (e.g. Harvard University, Harvard Business School, Boston, USA) e devem ser escritas em seu idioma original (e.g. Universit Paris-Sorbonne; Harvard University, Universidade de São Paulo).
- Autor correspondente: Indicar com clareza quem será o autor correspondente que responderá a todas as etapas da publicação. Assegurar-se que o e-mail fornecido e os contatos são atualizados.

Resumo e Palavras-chave

Veja a seção Tipo de Artigo para limite de palavras.

O resumo deve desenhar de forma breve o conteúdo do artigo e quaisquer conclusões obtidas. As palavras-chave devem ser pensadas para a busca do conteúdo do estudo.

Um resumo estruturado pode demonstrar o contexto e a base do estudo, assim como apresentar seu objetivo, método, resultados e principais conclusões. Deve ressaltar os aspectos novos e relevantes do estudo ou observações.

Os resumos podem ter no máximo 250 palavras e estruturados no seguinte formato: Objetivo: Uma ou duas frases que afirmem de forma simples o propósito do estudo. Métodos: Fornecer detalhes sobre o método do estudo, incluindo análise de dados. Resultados: Apresentar os achados mais importantes do estudo. Por favor, forneça números (médias com desvios-padrão ou medianas com amplitude) para fundamentar seus achados e resultados. Conclusões: Uma ou duas frases com o que seu estudo identificou e de fato demonstrou. Por favor não inclua comentários ou afirmações sem o suporte de dados do seu estudo. Nível de evidência (para estudo envolvendo pessoas) ou Relevância Clínica (ciências básicas *in vitro* ou *in vivo*).

Logo após o resumo, por favor forneça não mais que 6 palavras-chave em ordem alfabética separadas por ponto-e-vírgula. Os descritores podem ser retirados dos Descritores em Ciências da Saúde), disponíveis em http://www.decs.bvs.br ou www.nlm.nih.gov/mesh/MBrowser.html.

Manuscrito

- A RBO usa a revisão duplo-cego, o que significa que a identidade dos autores deve ser omitida dos revisores. Para facilitar, por favor inclua esta informação de forma separada:
  - Folha de Rosto (com detalhes dos autores): título, formação profissional, titulação acadêmica e afiliação de cada autor, agradecimentos e quaisquer declarações de de conflitos de interesse, além do endereço completo do autor correspondente com e-mail.
  - *Manuscrito* (sem informações dos autores): corpo do texto (incluindo referências, títulos e legendas de figuras, tabelas completas e agradecimentos) não deve trazer qualquer informação como nome ou afiliação dos autores.
- Artigos incluindo seres humanos ou animais devem apresentar o parecer com a aprovação fornecida pelo comitê específico na submissão e citada no texto.
- Usar nomes genéricos de drogas ou aparelhos. Se uma marca em particular for usada no estudo, informar junto ao nome registrado o fabricante e a cidade entre parênteses.
- Quantidades e unidades devem ser informadas em concordância com as recomendações do sistema internacional de unidades (SI), International System of Units (SI), 8th edition 2006 (www.bipm.orgutilscommonpdfsi_brochure_8_en.pdf).
- Ao usar abreviações, informar o significado completo em sua primeira ocorrência.
- Por favor, distinguir de forma clara a hierarquia das seções e subseções do manuscrito usando iniciais maiúsculas, sublinhado, itálico e negrito se necessário.
- Use itálico, sobrescrito, subescrito e negrito somente quando necessário. Caso contrário, evite usar estilos diferentes de fonte.
- Use o *Enter* apenas ao final de parágrafos, e não ao final de cada linha. Permita linhas terem quebra automática no seu software de texto.
- Use apenas um espaço após o ponto final, e não dois espaços.
- Crie tabelas usando a ferramenta de tabela do seu software de texto.

Agradecimento

Apresente os agradecimentos ao final do artigo, antes das referências e não as inclua na Folha de Rosto. Cite aqui aqueles que ajudaram na pesquisa (e.g. revisando o idioma, ajudando na redação ou revisando o texto, etc.).

Fontes de Suporte

Relacione as fontes de suporte no seguinte formato:

Financeiro (inserir apenas na Folha de Rosto): Este trabalho teve suporte do Conselho Nacional de Pesquisa [protocolo número xxxx, yyyy]; da Fundação de Amparo à Pesquisa [nº zzzz].

Não é necessário informar detalhes descritivos do programa ou tipo de aporte ou prêmio. Quando os recursos forem de um grupo ou universidade, ou instituto, forneça o nome da organização.

Se nenhum recurso foi usado para a pesquisa, por favor inclua a seguinte frase: Este estudo não recebeu nenhum suporte financeiro de fontes públicas, comerciais ou sem fins lucrativos.

Declaração de Publicação em servidor de pré-impressão (Preprint)

A RBO incentiva a submissão de manuscritos que foram depositados em uma versão de rascunho inicial em repositórios de pré-impressão, como Research Square, arXiv e medRxiv. Rascunhos de resumos de conferências curtas ou teses de graduação postados no site da instituição que concede o grau, e rascunhos de manuscritos depositados em sites de autores ou institucionais também são bem-vindos. Todas as outras publicações anteriores são proibidas.

Durante a submissão, os autores devem:

(1) observe o uso do repositório de pré-impressão na carta de apresentação;
(2) indicar quais ajustes e/ou atualizações o projeto foi submetido entre a deposição e apresentação;
(3) citar a pré-impressão, incluindo o DOI, como referência no manuscrito.

Após a submissão à revista, e até que uma decisão final seja tomada, os autores são desencorajados a depositar versões de seus manuscritos como pré-impressões. Após a publicação, os autores devem adicionar um link da pré-impressão para o artigo publicado. Doze meses após a publicação, os autores podem atualizar a pré-impressão com o manuscrito aceito.

Declaração de conflito de interesses

Todos os autores (incluindo os autores correspondentes e coautores associados ao manuscrito) devem fazer uma declaração formal no momento da submissão, indicando qualquer potencial conflito de interesses que possa constituir um constrangimento para qualquer um dos autores se não for declarado e surgirem após a publicação. Clique em http://www.icmje.org/conflicts-of-interest para baixar um formulário de conflito de interesses. As informações de divulgação são importantes no processamento do artigo. Se os formulários fornecidos estiverem incompletos ou faltando, isso pode causar atrasos na publicação do artigo. Caso o artigo seja aceito para publicação, essas informações serão publicadas com o artigo.

Declaração de Consentimento Informado

A revista segue os princípios estabelecidos na Declaração de Helsinque ("http://www.wma.net/en/30publications/10policies/b3/"Helsinki Declaration) e afirma que todas as pesquisas relatadas conduzidas com participantes humanos devem ser conduzidas de acordo com tais princípios. Os relatórios que descrevem dados obtidos em pesquisas conduzidas em participantes humanos devem conter uma declaração na seção Métodos indicando a aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa (IRB). Os autores também devem indicar se o consentimento individual para o estudo foi obtido ou não, ou se foi dispensado.

Conflitos decorrentes de artigos de autoria de membros do Conselho Editorial

A revista avalia todas as submissões dos membros do conselho editorial puramente com base no mérito do conteúdo clínico apresentado, como faz para qualquer outro artigo vindo de autores de todo o mundo. Todos os artigos que incluem artigos de membros do Conselho Editorial são avaliados por meio de processo duplo-cego de revisão por pares (double-blind peer review), o que garantirá que as informações do (s) autor (es) não sejam reveladas aos revisores. Ao fazê-lo, a revista garante que não haja conflito de interesses ou preferências e que a seleção dos artigos seja feita exclusivamente por mérito do conteúdo clínico, garantindo, assim, a manutenção dos melhores padrões éticos e práticas de revisão por pares.

Vídeos

A Revista Brasileira de Ortopedia (RBO) incentiva a submissão de vídeos para complementar seus artigos. É esperada qualidade profissional que pode ser obtida utilizando equipamentos facilmente disponíveis sem a necessidade de uma equipe profissional.

Todos os vídeos deverão ter um slide com o título, autores e conflitos de interesse. Deve ser declarado claramente a natureza e o propósito do vídeo, deve ter narração clara e compreensível. Todos os vídeos serão submetidos a revisão por pares.

As mesmas regras éticas para estudo em humanos e animais utilizadas na Revista Brasileira de Ortopedia, são válidas para os vídeos a serem submetidos. Evite incluir informações institucionais, da indústria ou de outro tipo de marketing ou exibir um logotipo. Assim como as figuras, os vídeos deverão ser citados no manuscrito (por exemplo, "Vídeo 1").

São aceitos os seguintes formatos: *.avi, *.mov and *.mp4.

Instruções:

- A extensão dos vídeos não pode exceder 4 minutos;
- Enviar apenas um vídeo por artigo e não vídeo em multipartes;
- O arquivo do vídeo não pode exceder 150 MB;
- A narração é obrigatória e poderá ser em português ou inglês;
- Os vídeos devem ser anexados no sistema de submissão, escolhendo a opção *Dataset* no menu de *uploads* arquivos.

Material Complementar

Material complementar como aplicações, imagens e podcasts podem ser publicados em seu artigo para aprimorá-lo. O material complementar submetido é publicado tal como fornecido. Por favor, envie seu material junto ao artigo e forneça uma descrição concisa para cada item. Se desejar alterar o material complementar, por favor forneça o arquivo atualizado.

Título e legenda de Figura

- Figuras vão de fotografias ou radiografias, ilustrações, gráficos, quadros, fluxogramas e organogramas, mas NÃO tabelas.
- Figuras devem ser citadas em ordem numérica. Enumere todas as figuras (e títulos correspondentes) de forma sequencial em ordem numérica no texto.
- Os títulos de figuras devem ser escritos após as referências. Abra uma linha antes de inserir os títulos das Figuras.
- Nos títulos de figuras devem ser incluídos uma descrição da figura e/ou subparte (A, B, etc.), assim como quaisquer símbolos, setas, asteriscos etc.
- Para Figuras emprestadas ou adaptadas de outra publicação (com a devida permissão), o crédito da fonte deve ser informado ao final de cada legenda entre parênteses. Este crédito deve ser completo com a referência bibliográfica da fonte ou o copyright.

Tabelas

- Dados em tabelas devem ser comentados, mas sem repetição no texto. Assegure-se de ter colunas e linhas compostas por um programa de texto adequado.
- Não intercale tabelas em meio ao texto. Tabelas devem vir com seus respectivos títulos e legendas.
- Tabelas devem ter espaço duplo e numeração na sequência em que são citadas no texto. Um curto título descritivo deve ser fornecido.
- Se uma tabela contém imagem ou arte, forneça a arte em arquivo à parte.
- Para tabelas emprestadas ou adaptadas (com a devida permissão), o crédito da fonte deve ser informado ao final de cada legenda entre parênteses. Este crédito deve ser completo com a referência bibliográfica da fonte ou o copyright.

- Outras notas de referência da tabela devem ser indicadas com letras sobrescritas em ordem alfabética.
- Qualquer abreviação usada na tabela deve ser descrita na legenda.

Referências

As referências devem ser as mais recentes possíveis e pertinentes à literatura disponível. É essencial que estejam completas e checadas. Se a referência informada estiver incompleta, boas opções para busca são a National Library of Medicine: www.nlm.nih.gov; Books in Print: www.booksinprint.com; PubMed: www.ncbi.nlm.nih.gov/PubMed/; ou o website da editora.

- Devem ser listadas no estilo AMA, usando o Index Medical *journal title abbreviation.*
- Devem vir ao fi nal do texto. Abra uma linha antes de relacionar *as referências.*
- Devem ser citadas de forma sequencial no texto em ordem *numérica (não alfabética).*
- Citar todos os autores até o sexto autor. Se mais de 6 autores, citar os 3 primeiros seguidos de et al.
- Devem seguir estilo conforme os exemplos a seguir:

1. Artigo de revista:
Borges JLP, Milani C, Kuwajima SS, Laredo Filho J. Tratamento da luxação congênita de quadril com suspensório de Pavlik e monitorização ultra-sonográfi ca. Rev Bras Ortop 2002;37(1/2):5–12
2. Capítulo de livro:
Johnson KA. Posterior tibial tendon. In: Baxter D. The foot and ankle in sport. St Louis: Mosby; 1995. p. 43–51
3. Livro:
Baxter D. The foot and ankle in sport. St Louis: Mosby; 1995
4. Tese:
Laredo Filho J. Contribuição ao estudo clínico-estatístico e genealógico-estatístico do pé torto congênito equinovaro [tese]. São Paulo: Universidade Federal de São Paulo colocar virgula Escola Paulista de Medicina; 1968
5. Publicação governamental:
Food and Drug Administration. Jin Bu Huan Herbal Tablets. Rockville, MD: National Press Office; April 15, 1994. Talk Paper T94-22
6. Artigo online:
Lino Junior W, Belangero WD. Efeito do Hólmio YAG laser (Ho: YAG) sobre o tendão patelar de ratos após 12 e 24 semanas de seguimento. Acta Ortop Bras [periodical on the Internet] 2005 [cited 2005, Aug 27];13(2):[about 5 p.] Available from: http://www.scielo.br/ scielo
7. Artigo de simpósio:
Eisenberg J. Market forces and physician workforce reform: why they may not work. Paper presented at: Annual Meeting of the Association of American Medical Colleges; October 28, 1995; Washington, DC

PREPARAÇÃO DE ARTE DIGITAL

Guia Geral

- O ideal é usar o Adobe Photoshop para criar e salvar imagens, e Adobe Illustrator para dísticos e textos.
- Evite criar arte em Microsoft Excel, Word ou PowerPoint.
- Salve cada figura em um arquivo separado.
- Não compactar os arquivos.
- Todas as artes em preto & branco e em cores devem ter o menos resolução de 300 dpi (*dots per inch*) em formato TIFF. Arquivos desenhados devem ter 1.200 dpi em for-mato EPS ou TIFF. Contate o editor de produção da Thieme se estiver inseguro quanto ao tamanho final.
- *É preferível que figuras sejam editadas em seu tamanho final* (aproximadamente 3,5 polegadas 3½ para 1 coluna e 7 polegadas para 2 colunas), ou maior, e na direção correta. Se arte for submetida em formato menor, a imagem será aumentada e perderá resolução.

  Nota: Resoluções menores (inferiores a 300 dpi) e formato JPEG (.jpg) para escalas de cinza e em cor não são ideais devido à baixa qualidade. O formato JPEG, por definição, é uma resolução menor (compactada) destinadas a rápidos uploads em telas de computador.

Arte em preto & branco (PB)

- Artes em PB podem ser fotografias, radiografias, ilustrações, gráficos ou fluxogramas. A Thieme aceita somente arte em formato digital.
- Se possível, não envie arte em cores para conversão em PB. Faça a conversão antes de enviar para que você possa verificar o resultado antes, evitando perda de detalhes importantes.
- Para melhores resultados, desenhos devem ser em PM em um fundo branco.

Arte em cores

- Toda arte em cores deve ser salva em CMYK, não em RGB.

Dísticos

- Setas, asteriscos e outros símbolos devem ser escuros sobre fundos claros e em formatos maiores. Caso contrário, estes marcadores podem ser difíceis de ver após redução da resolução.
- Use iniciais maiúsculas em cada item de texto. Considere usar todas as maiúsculas se precisar de maior destaque.
- Assegure-se de usar textos e símbolos consistentes a todas as figuras.
- Evite usar fontes ou tamanhos diferentes no texto.

PROCESSO DE SUBMISSÃO

Article Processing Charge (APC) & Open Access

Todos os artigos da Revista Brasileira de Ortopedia são publicados em acesso aberto e estão disponíveis on-line imediatamente após a publicação, sem registro. Todas as taxas de processamento de artigos (APCs) são totalmente patrocinadas pela Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia (SBOT). Após a aceitação, nenhuma APC é devida pelo autor. Nenhuma taxa adicional, incluindo taxas de submissão, taxas de processamento editorial ou taxas de página e cor se aplicam. Para preços atuais, visite Open Access - Journal authors - Thieme Group, navegue até "APC" e selecione a Lista de Preços. As APCs são revisadas regularmente e podem estar sujeitas a alterações.

Processo de Submissão

- Consulte o checklist da primeira página deste documento para ter certeza de que está pronto para encaminhar seu manuscrito.
- Manuscritos devem ser submetidos eletronicamente pelo link a seguir: http://www.editorialmanager.com/rbo.
- Sempre revise o seu manuscrito antes de submetê-lo. Você pode interromper uma submissão a qualquer momento e continuar depois. Você pode checar o status de sua submissão acessando o Sistema. O Sistema converterá os arquivos fornecidos em um único PDF. Arquivos editáveis são necessários para editorar seu artigo para publicação final. Toda a comunicação, incluindo a notificação final do Editor-chefe, e pedidos de revisão são enviados por e-mail. O Editor-chefe informará você por e-mail assim que tomar uma decisão.

Processo de Revisão

A revista segue um processo duplo-cego de revisão por pares (double-blind peer review), em que nem o autor nem o revisor ficam sabendo a identidade um do outro. Pelo menos dois revisores selecionados aleatoriamente com base em seu conhecimento e experiência sob supervisão do Editor-chefe para cada manuscrito. A decisão é tomada com base nas revisões comparativas que o manuscrito recebe durante o processo de revisão.

- Caso o Editor e os Revisores concluam que seu artigo precise de revisão, você terá de fazer as correções e ressubmeter eletronicamente.
- Acesse o Sistema e encontre seu artigo que foi marcado para revisão (revision).
- O melhor meio de fazer revisões é ativando o Controle de Alterações no Microsoft Word, o qual destacará automaticamente o texto revisado. Por favor, ressubmeta uma versão com as marcas de alteração e outra sem nenhuma marca de alteração do seu manuscrito revisado.
- Seus arquivos originais estarão disponíveis após fazer o upload de seu manuscrito revisado, então é importante deletar arquivos redundantes antes de concluir sua submissão.
- Você também terá espaço para responder aos comentários dos revisores e dos editores. Por favor, seja o mais específico possível na sua resposta.

PROCESSO DE PRODUÇÃO

Prova do Autor

A Prova do Autor será enviada por e-mail. A prova será enviada em formato PDF, o qual pode ser aberto pelo programa Acrobat Reader. Você receberá a prova com instruções. Aproveite a oportunidade para checar a editoração e eventuais imperfeições. Alterações significativas são difíceis de acomodar em função do processo de revisão ter sido concluído. Neste sentido, ao submeter seu manuscrito, tenha certeza de que está pronto e completo.

POLÍTICA EDITORIAL

Declaração de privacidade

Os nomes e endereços de e-mail inseridos neste site da revista serão usados exclusivamente para os propósitos declarados desta revista e não serão disponibilizados para qualquer outro propósito ou a qualquer outra parte.

Condutas Éticas

Nenhum dado ou imagem identificando um paciente pode ser usado sem consentimento formal (formulários de permissão do paciente estão disponíveis em: www.thieme.com/autores de periódicos); estudos usando seres humanos ou testes em animais devem seguir os padrões éticos do Comitê Interna-cional de Editores de Revistas de Medicina - ICMJE, bem como aprovação do Comitê de Ética da instituição de origem; conflitos de interesse devem ter formulário do ICMJE preenchido por todos os autores (disponível em: http://icmje.org/); marcas comerciais devem ser evitadas; autores são os únicos responsáveis pelas opiniões e conceitos dos artigos publicados, bem como pelos precisão de referência. Você pode encontrar a Declaração do Comitê de Revisão Ética completa aqui: https://cdn0.scrvt.com/9ca5761af4a1cf7bf49dd51537e8f4d1/0cd6b9200990aeae/c93e0c087bf4/Ethical_Review_Committee_Statement_form.pdf

Carta de autorização

O autor correspondente deve enviar carta autorizando a publicação, assinada por todos os co-autores, garantindo a exclusividade da publicação, ou seja, o artigo não deve ser publicado em outros veículos de notícias, nem estar disponível online. Artigos já publicados em outras mídias devem informar quando e onde foram aceitos para publicação.

Declaração de conflito de interesses (caso haja)

Todos os autores (incluindo os autores correspondentes e coautores associados ao manuscrito) devem fazer uma declaração formal no momento da submissão, indicando qualquer potencial conflito de interesses que possa constituir um constrangimento após a publicação. Tais conflitos podem incluir, mas não estão limitados à participação acionária ou recebimento de uma concessão ou taxa de consultoria de uma empresa cujo produto está incluído no manuscrito submetido ou que fabrica um produto concorrente. Caso o artigo seja aceito para publicação, essas informações serão publicadas com o artigo.

Os tipos de conflitos incluem: Consultoria, Royalties, Apoio à Pesquisa, Apoio Institucional, Propriedade, Estoque/Opções, Gabinete de Palestrantes e Apoio Societário. Qualquer entidade comercial cujos produtos são descritos, revisados, avaliados ou comparados no manuscrito, exceto aqueles divulgados na seção Agradecimentos, são potenciais conflitos.

Este periódico segue as diretrizes do Comitê Internacional de Editores de Revistas Médicas (International Committee of Medical Journal Editors) e um formulário do ICMJE (ICMJE disclosure of potential confl icts of interest (COI) form) sobre potenciais conflitos de interesse (COI) deve ser submetido para cada autor no momento da submissão do manuscrito. Os formulários devem ser enviados mesmo que não haja conflito de interesses. É responsabilidade do autor correspondente garantir que todos os autores cumpram esta política antes da submissão.

Uma declaração de conflito de interesse também deve ser incluída no manuscrito após quaisquer seções de "Agradecimentos" e "Financiamento" e deve resumir todos os aspectos de quaisquer confl itos de interesse incluídos no formulário do ICMJE. Se não houver conflito de interesse, os autores devem incluir 'Conflito de interesse: nenhum declarado'. Clique em http://www.icmje.org/conflicts-of-interest para baixar um formulário de conflito de interesses. As informações de divulgação são importantes no processamento do artigo. Se os formulários fornecidos estiverem incompletos ou faltando, isso pode causar atrasos na publicação do artigo.

Copyright

Todos os artigos da Revista Brasileira de Ortopedia são publicados em Acesso Aberto e estão disponíveis online imediatamente após a publicação, sem necessidade de registro. A Thieme publica os artigos sob os termos da licença Creative Commons Attribution (CC BY) 4.0, que permite a qualquer utilizador ler, descarregar, copiar, distribuir e utilizar o conteúdo para qualquer fim legal. Para obter mais informações sobre nosso programa de Acesso Aberto, visite https://open.thieme.com. Sem prejudicar os termos e condições deste Contrato de Licença de Acesso Aberto para Publicação, você, como Colaborador ou, se aplicável, seu empregador, manterá todos os direitos de propriedade intelectual na Contribuição, bem como em qualquer processo, procedimento ou artigo de fabricação nele descrito. Ao assinar este Contrato de Licença de Acesso Aberto para Publicação, o Colaborador e, se aplicável, o empregador do Colaborador, concede ao Editor, de forma não exclusiva, todos os direitos necessários em relação ao processo editorial e ao serviço de publicação, relacionados a reprodução e distribuição da Contribuição na Revista e em todas as versões subsequentes e disponibilização ao público. Seu trabalho será creditado como © O(s) Autor(es). A Editora tem o direito, mas não a obrigação, de usar os direitos acima mencionados e pode adaptar a Contribuição para esses usos. A Editora levará em consideração os seus interesses legítimos e os dos seus coautores a este respeito.

Papel da fonte de financiamento

É necessário identificar quem forneceu apoio financeiro para a realização da pesquisa e/ou do preparo do manuscrito e uma breve descrição do (s) patrocinador (es), caso haja, na concepção do estudo; na coleta; análise e interpretação de dados; na redação do relatório e na decisão de submeter o manuscrito para publicação. Se não houve envolvimento da (s) fonte (s) de financiamento, isso deverá ser declarado.

Definição de Autoria

O crédito de autoria é baseado no critério estabelecido pelo International Committee of Medical Journal Editors. Cada autor deve ter feito as seguintes contribuições:

1. Contribuições substanciais na concepção e desenho, aquisição de dados ou análise e interpretação dos dados;
2. Rascunhando o artigo ou revisando conteúdo intelectual crítico;
3. Aprovação final da versão publicada.

Colaboradores

Cada autor é solicitado a declarar sua contribuição individual no artigo: todos os autores devem ter participado concretamente da pesquisa e/ou preparação do artigo, para que todos tenham funções descritas nos artigos.

Alterações na autoria

Esperamos que os autores tenham cuidado ao relacionar os nomes dos coautores ***antes*** de submeter seu manuscrito. Qualquer alteração, adição ou remoção do nome de um autor deve ser feita ***antes*** da submissão ser aceita pelo Editor. Para solicitar esta alteração, o Editor precisa receber o seguinte pedido do ***autor correspondente***: (a) a razão para a alteração (b) confirmação (e-mail, carta) de todos os autores de acordo com a alteração. No caso de adição ou remoção, isso inclui o autor em questão.

Apenas em circunstâncias excepcionais o Editor considerará a alteração, adição ou remoção de um autor ***após*** o manuscrito ter sido aceito. Enquanto o Editor avalia a questão, a publicação do artigo fica suspenso. Se o artigo já foi publicado, qualquer pedido aprovado pelo Editor resultará em *um corrigendum*.

CONTATO EDITORIAL

Por favor, contate o Editor-chefe ou a Thieme se tiver qualquer dúvida.

Editor-chefe

Prof. Dr. Geraldo da Rocha Motta Filho
Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia
Alameda Lorena, 427 - 14º Andar - Jd. Paulista, SP, Brasil
rbo@sbot.org.br
T: +55 11 2137 5400

Thieme Publishers

Production Coordinator
Paula Di Sessa Vavlis
paula.disessa@thieme.com.br

Junior Production Coordinator
Tamiris Moreira Rudolf
tamiris.rudolf@thieme.com.br

Journals Intern
Caroline Bianchi Ávila
carol.avila@thieme.com.br

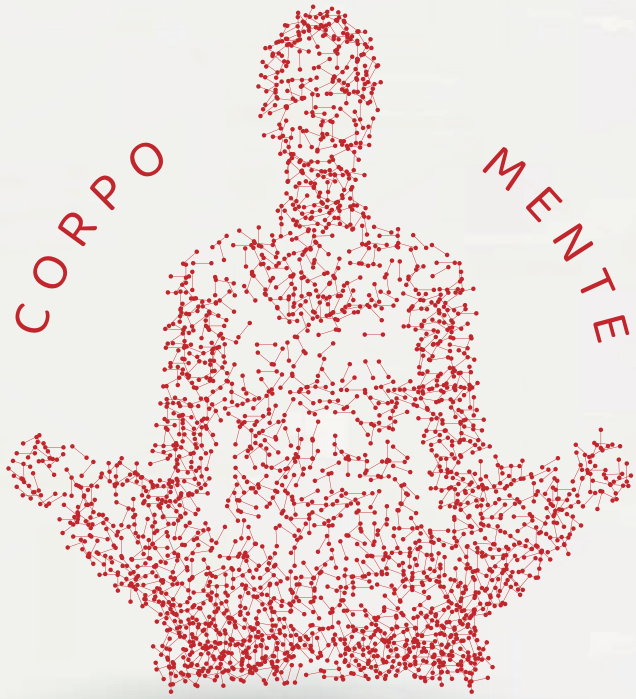
Zirvit MultiMax®

SUPLEMENTO ALIMENTAR EM COMPRIMIDOS

Multivitamínico Mineral com Aminoácidos e Cafeína mais completo do Brasil para corpo e mente[1]

Compare e Comprove!

Sinergia dos aminoácidos com a maior quantidade de nutrientes[1-23]



- 13 Vitaminas[2-11]
- 12 Minerais[2-11]
- 7 Aminoácidos[12-23]
- Cafeína[22-23]

Equilíbrio Máximo nutricional

Vitamina A (**600 µg**, 75 %) • Vitamina D (**10 µg**, 67 %) • Vitamina E (**10 mg**, 67 %) • Vitamina K (**65 µg**, 54 %) • Vitamina C (**45 mg**, 45 %) • Tiamina (**1,2 mg**, 100 %) • Riboflavina (**1,3 mg**, 108 %) • Niacina (**16 mg**, 107 %) • Ácido pantotênico (**5 mg**, 100%) • Piridoxina (**1,3 mg**, 100 %) • Biotina (**30 µg**, 100%) • Ácido fólico (**400 µg**, 100%) • Cianocobalamina (**2 µg**, 83 %) • Cálcio (**275 mg**, 28 %) • Cobre (**900 µg**, 100 %) • Cromo (**35 µg**, 100 %) • Ferro (**14 mg**, 100 %) • Fósforo (**155 mg**, 22 %) • Iodo (**130 µg**, 87 %) • Magnésio (**105 mg**, 25 %) • Manganês (**1,7 mg**, 57 %) • Molibdênio (**45 µg**, 100 %) • Selênio (**34 µg**, 57 %) • Zinco (**7 mg**, 64 %) • Taurina (**30 mg**) • Arginina (**50 mg**) • Aspartato (**50 mg**) • Cafeína (**75 mg**) • Carnitina (**50 mg**) • Cisteína (**100 mg**) • Glutamina (**50 mg**) • Metionina (**105 mg**).

1 +1 comprimido
1 cpr do blister branco + 1 cpr do blister laranja ou conforme orientação do médico ou nutricionista



Contém **60** Comprimidos Revestidos 30 + 30

Vitaminas Zirvit
CUIDADO LEVADO A SÉRIO

zero Glúten Açúcares Lactose

Este material é de utilização interna para divulgação exclusiva ao profissional de saúde. Proibido a reprodução e distribuição. Impresso em junho de 2023, de acordo com a resolução RDC 96/08. **REF.: 1-**Comparativo classe terapêutica A11A4 IQVIA de 01/2023. **2.** Silva, I.C., Cho et al. Análise da biotina em amostras de vitaminas comerciais e manipulada utilizando espectroscopia no infravermelho. **3.** Dores S.M.C, Paiva SAR, Campana AO: Vitamina K: metabolismo e nutrição. Rev Nutr 14: 207-18, 2001. **4.** Shearer M.J.: Vitamin K. The Lancet 345: 229-34, 1995. **5.** Klack, K., Jozélio et al. Vitamina K: metabolismo, fontes e interação com o anticoagulante varfarina. Artigos de Revisão. Rev. Bras. Reumatol. 46 (6). Dez 2006. **6.** Heaney RP. Calcium Intake and disease Prevention. Arq Bras 3. Endocrinol Metab 2006;50:685-93. **7.** Thakur S, Gupta N ,Kakkar P. Serum Copper and zinc concentrations and their relation to superoxide dismutase in severe malnutrition. Eur J Pediatr 2004;163:742-4. **8.** Gomes MR, Tirapegui J. Cromo: novo nutriente ergogênico utilizado na atividade física? Nutr Pauta 2004;64:23-33. **9.** Vervloet MG, van Ballegooijen AJ. Prevention and treatment of hyperphosphatemia in chronic kidney disease. Kidney Int. 2018;93(5):1060-1072. **10.** Higgins, ES, Richert et al. Molybdenum deficiency and tungstate inhibition studies. The Journal of Nutrition, vol. 59, p.539, 1956. **11.** Rayman MP. The importance of selenium to human health. Lancet. 2000; 356(15):233-41. **12.** Peres, PM, Josely et al. Zinco, Imunidade, Nutrição e Exercício. 1(1); 9-18, 2006. **AMINOÁCIDOS: 13.** Angeli,G, Turibio et al. Investigação dos efeitos da suplementação oral de arginina no aumento de força e massa muscular. Rev Bras Med Esporte. Vol. 13, Nº 2 – Mar/Abr, 2007. **14.** Ferreira, S. A., Roberta et al. Atuações do óxido nítrico e da suplementação de l-arginina nas respostas hemodinâmicas e metabólicas do organismo diante da prática do exercício físico. Revista Brasileira de Nutrição Esportiva. São Paulo v. 2, n. 11, p. 364-373, Setembro/Outubro, 2008. **15.** NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE. Aspartic acid. Disponível em: <https://medlineplus.gov/ency/article/002234.htm#:~:text=Aspartic%20acid%20is%20a%20nonessential,from%20the%20food%20we%20eat.>. Acesso em 23 mar 2023. **16.** Cruzat, V. F., Éder et al. Glutamina: aspectos bioquímicos, metabólicos, moleculares e suplementação. Revista Brasileira de Medicina do Esporte, São Paulo, v. 15, n. 5, p. 392-397, 2009. **17.** Batistuzzo, J.A; Masayuki et al. Formulário Médico-Farmacêutico. São Paulo:Tecnopress, 2000. **18.** Kurtz, A, Jennifer et al. Taurine in sports and exercise. Journal of the International Society of Sports Nutrition. Vol.18. 39.ed; 2021. **19.** Abud, F, Gabriela et al. Taurine as a possible antiaging therapy: A controlled clinical trial on taurine antioxidant activity in women ages 55 to 70. Applied nutritional investigation. Vol.101. 2022. **20.** Marcovina S.M., Peracino et al. Translating the basic knowledge of mitochondrial functions to metabolic therapy: role of L-carnitine. Transl Res. 2013;161(2):73-84. **21.** Rehman, Tahniat et al. Cysteine and homocysteine as biomarker of various diseases. Food Science and Nutrition. vol.8. 9.ed; 4696–4707, 2020. **22.** De Maria, Y. Y, Lígia et al. CAFEÍNA E CAFÉ: A DUALIDADE ENTRE SEUS EFEITOS TÓXICOS E ANTIOXIDANTES. Revista InterSaúde, [S.l.], v. 1, n. 1, p. 73-85, sep. 2019. ISSN 2674-869X. Disponível em: <http://revista.fundacaojau.edu.br:8078/journal/index.php/revista_intersaude/article/view/111>. Acesso em: 26 jun 2023. **23.** Rodak, K.; Izabela et al. Caffeine as a Factor Influencing the Functioning of the Human Body—Friend or Foe? Nutrients 2021, 13, 3088. ESTE PRODUTO NÃO É UM MEDICAMENTO. NÃO EXCEDER A RECOMENDAÇÃO DIÁRIA DE CONSUMO INDICADA NA EMBALAGEM. MANTENHA FORA DO ALCANCE DE CRIANÇAS. ESTE PRODUTO NÃO DEVE SER CONSUMIDO POR GESTANTES, LACTANTES E CRIANÇAS.

Siga a Arese nas redes sociais:

35 ANOS

a vida merece arese Pharma