

MARCOS BRUXELAS DE FREITAS JUNIOR

**Tomografia com carga (WBCT) na avaliação do espaço articular do joelho
osteoartrítico: padronização e comparação entre os posicionamentos de
Rosenberg e extensão**

(Versão Corrigida. Resolução CoPGr. nº 6018, de 13 de outubro de 2011. A versão original está disponível na Biblioteca FMUSP)

São Paulo

2025

MARCOS BRUXELAS DE FREITAS JUNIOR

**Tomografia com carga (WBCT) na avaliação do espaço articular do joelho
osteoartrítico: padronização e comparação entre os posicionamentos de
Rosenberg e extensão**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Medicina da Universidade de São Paulo
para qualificação do título de mestre em
Ciências

Programa de Ciências do Sistema
Musculoesquelético

Orientador: Prof. Dr. Luis Eduardo
Passarelli Tirico

(Versão Corrigida. Resolução CoPGr. nº 6018, de 13 de outubro de 2011. A versão
original está disponível na Biblioteca FMUSP)

São Paulo

2025

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Freitas Junior, Marcos Bruxelas de

Tomografia com carga (WBCT) na avaliação do espaço articular do joelho osteoartrítico : padronização e comparação entre os posicionamentos de Rosenberg e extensão / Marcos Bruxelas de Freitas Junior; Luis Eduardo Passarelli Tirico, orientador. -- São Paulo, 2025.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Ciências do Sistema Musculoesquelético. Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, 2025.

1.Osteoartrite do joelho 2.Tomografia computadorizada
3.Suporte com carga 4.Tomografia computadorizada de feixe cônico 5.Diagnóstico por imagem I.Tirico, Luis Eduardo Passarelli, orient. II.Título

USP/FM/DBD-335/25

Responsável: Daniela Amaral Barbosa, CRB-8 7533

Bruxelas MJ. Tomografia com carga (WBCT) na avaliação do espaço articular do joelho osteoartrítico: padronização e comparação entre os posicionamentos de Rosenberg e extensão [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2025.

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____
Instituição: _____
Julgamento: _____

Prof. Dr. _____
Instituição: _____
Julgamento: _____

Prof. Dr. _____
Instituição: _____
Julgamento: _____

DEDICATÓRIA

Agradeço aos meus pais pelo apoio incondicional em todos os momentos difíceis da minha trajetória acadêmica. Este trabalho é dedicado a eles. Em especial, à minha querida mãe, **Angelica Araujo Martins de Freitas** (*in memoriam*), cujo empenho em me educar sempre veio em primeiro lugar. Que este trabalho demonstre parte de todos os seus esforços.

Dedico este projeto de pesquisa à minha amada esposa, **Ana Priscila**, e a meu filho querido, **Heitor**, sem os quais não existiria toda a disposição e dedicação para a conclusão deste trabalho. Grato pela sua compreensão com as minhas horas de ausência.

Dedico este trabalho a **Deus**, o maior orientador da minha vida. Ele nunca me abandonou nos momentos de necessidade e sempre me guiou pelos momentos difíceis.

E, por fim, dedico esta monografia a todos os meus professores, amigos e familiares, grandes companheiros de jornada e fundamentais para a conclusão do trabalho. Em especial, ao meu irmão, **Davi Bruxelas**, e meu pai, **Marcos Bruxelas**, pelo excepcional apoio e incentivo durante essa fase de minha vida.

AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Dr. Luis Eduardo Passarelli Tirico**, meu orientador, pelo constante apoio e confiança na minha atuação acadêmica e por todas as orientações e ensinamentos.

Ao **Prof. Dr. Riccardo Gomes Gobbi**, pelo apoio e confiança durante a confecção da dissertação.

Aos **Drs. Marco Kawamura Demange e Pedro Giglio**, pelos ensinamentos durante minha formação acadêmica e pela contribuição para minha jornada acadêmica e para a realização deste trabalho.

Aos **Drs. Camilo Helito, Roberto Freire Mota, Jose Ricardo Pecora, Fabio Angelini e Marcelo Bonadio**, pelo convívio e pelos ensinamentos durante o período em que atuei junto ao Grupo de Joelho.

Aos meus amigos, **Bruno Butturi, André Giardino e Carlos Lobo**, pela amizade e ajuda ao longo dos anos, contribuindo para a confecção desta dissertação.

A todos os colegas médicos e residentes que passaram pelo ambulatório do Grupo de Joelho e de alguma forma contribuíram para a execução do trabalho.

Aos pacientes que disponibilizaram seu tempo para participar do projeto.

“O propósito da vida é encontrar o maior fardo que você pode carregar e carregá-lo.”

Jordan B. Peterson

NORMALIZAÇÃO ADOTADA

Esta tese está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de “*International Committee of Medical Journal Editors* (Vancouver)”.

Estrutura e apresentação: Diretrizes para Apresentação de Dissertação e Teses da USP - Parte IV Vancouver. Elaborado por Vania Martins Bueno de Oliveira Funaro, Maria Cláudia Pestana, Maria Cristina Cavarette Dziabas, Eliana Maria Garcia, Maria Fátima dos Santos, Maria Marta Nascimento e Suely Campos Cardoso. 3a ed. São Paulo: Serviço de Biblioteca e Documentação/Faculdade de Medicina da USP; 2016.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com “*List of Journals Indexed in Index Medicus*”.

Nomes das estruturas anatômicas baseados na Terminologia Anatômica, aprovada em 1998 e traduzida pela Comissão de Terminologia Anatômica da Sociedade Brasileira de Anatomia - CTA-SBA. 1a ed. (Brasileira) São Paulo, Editora Manole; 2001.

Vocabulário ortográfico da língua portuguesa, 5a edição, 2009, elaborado pela Academia Brasileira de Letras, em consonância com o Acordo Ortográfico da Língua Portuguesa, promulgado pelo decreto no 6.583/2008.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Radiografia no posicionamento de Rosenberg e parâmetros de qualidade de imagem. A: Imagem obtida na projeção de Rosenberg bipodal; B e C: Imagem ampliada de um joelho com sinais mínimos de osteoartrite, demonstrando a sobreposição das linhas anterior e posterior do planalto tibial (linha azul com ausência de sobreposição; linhas brancas com espaço de sobreposição – letra “d” vermelha – adequado, ou seja, menor que 1,7 mm).....	39
Figura 2 –	Posicionamento radiográfico posteroanterior de Rosenberg. A: Posicionamento adequado do paciente em relação ao feixe de raio X; B: Radiografia convencional do joelho; e C: Radiografia de Rosenberg.....	41
Figura 3 –	Imagem tomográfica com carga (WBCT) dos joelhos de paciente em posição bipodal para avaliação pós-operatória de implante metálico (artroplastia). A-C: Imagens coronal, sagital e axial do joelho esquerdo não operado em extensão; D-F: Imagens do joelho com o implante metálico.	45
Figura 4 –	Fluxograma de seleção dos pacientes do estudo nas diferentes etapas do estudo.....	52
Figura 5 –	Ponto de contato tibiofemoral ou ponto de congruência articular. A: Ponto de contato do compartimento lateral em extensão; B: Ponto de contato do compartimento medial em extensão.....	55
Figura 6 –	Ângulo de torção do joelho definido através do eixo transversal posterior do joelho. Medido entre as tangentes do côndilo femoral (linha cd) e a tangente do platô tibial (linha ef) a 1 cm do ápice da cabeça da fíbula. Descrito em números positivos quando a tíbia se encontra rotada externamente em relação ao fêmur, e números negativos quando a tíbia está rotada internamente.....	56

Figura 7 –	Métodos tomográficos de medição do espaço articular do joelho. A: Método do menor espaço articular, distando pelo menos 1 cm de distância da borda do planalto tibial (linha horizontal preta); e B: Método de Ravaud modificado – ponto médio entre a espinha tibial e a borda externa do platô tibial.....	57
Figura 8 –	Crítérios de qualidade de obtenção de imagens radiográficas do joelho. A: Patela centrada entre espaço interespinal; B: Sobreposição da cabeça da fíbula de, no máximo, 1 cm; e C: Distância de sobreposição das linhas do planalto tibial anterior e posterior de, no máximo, 1,5 mm.	58
Figura 9 –	Método de medição do espaço articular do joelho segundo Ravaud. Linha C: ponto médio entre as linhas interespinal (B) e tangente da borda externa do platô tibial (A). A medida do espaço articular corresponde à distância entre as letras D e E. Observar o ponto E como a linha mais inferior quando ocorre sobreposição das linhas anterior e posterior do planalto tibial.....	59
Figura 10 –	Posicionamento do paciente na tomografia com carga. A e C: Posicionamento em extensão com carga bipodal; B e D: semiflexão.....	60
Figura 11 –	Representação fictícia do posicionamento do paciente com rotação externa do pé de até 5°. Dimensões do modelo LineUp da tomografia de feixe cônico Curvebeam e modelo da plataforma de apoio.....	62
Figura 12 –	Imagens tomográficas do joelho de um mesmo paciente demonstrando o espaço articular (linha branca) com medidas distintas devido a mudanças da formatação multiplanar de análise. A: Medida sem correção do eixo de rotação e ponto de congruência tibiofemoral; B: Medida com correção do eixo de rotação e ponto de congruência.....	63
Figura 13 –	Demonstração da reformatação multiplanar por software Radiant e projeções de linhas entre as diferentes janelas	

	para análise do espaço articular medial (B) e lateral (A). Ambas as imagens demonstram o alinhamento e posicionamento da reformatação multiplanar do corte ideal de avaliação da medida do espaço articular.....	64
Figura 14 –	Imagem do ponto de contato tibiofemoral medial em extensão (bola branca) e em flexão (bola preta) do joelho em comparativo entre os diferentes subgrupos de gravidade da osteoartrite (leve, moderada e grave).....	82
Figura 15 –	Imagem representativa do ponto de contato tibiofemoral lateral em extensão (bola branca) e em flexão (bola preta) do joelho em comparativo entre os diferentes subgrupos de gravidade da osteoartrite (leve, moderada e grave).....	84
Figura 16 –	Exemplo de sobreposição de valores do espaço articular lateral em três pacientes com grau distinto de acometimento. A: artrose grave medial com espaço lateral preservado; B: artrose moderada com achatamento do côndilo medial e espaço lateral preservado; e C: artrose leve com espaço lateral preservado.....	104

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Classificações radiográficas da osteoartrite do joelho.....	32
Tabela 2 –	Fatores que influenciam a precisão e reprodutibilidade da avaliação radiológica do espaço articular.....	37
Tabela 3 –	Padronização do posicionamento de Rosenberg na tomografia com carga em feixe cônico.....	61
Tabela 4 –	Características dos grupos conforme gravidade da osteoartrite.....	67
Tabela 5 –	Dados demográficos dos pacientes.....	68
Tabela 6 –	Dados descritivos do espaço articular dos pacientes em relação aos diferentes métodos de avaliação.....	69
Tabela 7 –	Coeficiente de correlação intraclases do eixo transversal posterior e sua avaliação do ângulo de torção do joelho.....	73
Tabela 8 –	Coeficiente de correlação intraclases da avaliação do espaço articular pelo método de Ravaut na tomografia.....	73
Tabela 9 –	Coeficiente de correlação intraclases da avaliação do espaço articular pelo método do menor espaço distando 1 cm da porta lateral do platô tibial.....	74
Tabela 10 –	Análise exploratória por curva ROC das variáveis radiológicas analisadas (espaço articular, ângulo de torção do joelho e ponto de contato tibiofemoral).....	97

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 –	Média e desvio padrão dos achados do espaço articular lateral e medial comparados entre os métodos radiográficos com carga em extensão e com carga em flexão (Rosenberg).....	71
Gráfico 2 –	Avaliação do espaço articular lateral e medial avaliado por meio de radiografias sem carga (linha azul) e com carga pelo método de Rosenberg. Comparação entre o posicionamento de Rosenberg com carga unipodal (linha laranja) e com carga bipodal (linha verde).....	72
Gráfico 3 –	Análise do espaço articular medial em relação a diferentes pontos de contato e posicionamentos da reformatação multiplanar (terço anterior, P33; ponto médio, P50; e terzo posterior, P66) na tomografia com carga em extensão e em flexão do joelho.....	75
Gráfico 4 –	Análise de concordância de aferição do espaço articular medial do joelho em diferentes pontos de contato. Gráficos superiores: análise na tomografia em extensão comparando o P33 e o P66 com o P50. Gráficos inferiores: análise na tomografia em flexão comparando o P33 e o P66 com o P50.	76
Gráfico 5 –	Análise do espaço articular lateral em relação a diferentes pontos de contato e posicionamentos da reformatação multiplanar (terço anterior, P33; ponto médio, P50; e terzo posterior, P66) na tomografia com carga em extensão e em flexão do joelho.....	77
Gráfico 6 –	Análise de concordância de aferição do espaço articular lateral do joelho em diferentes pontos de contato. Gráficos superiores: análise na tomografia em extensão comparando o P33 e o P66 com o P50. Gráficos inferiores: análise na tomografia em flexão comparando o P33 e o P66 com o P50.	78
Gráfico 7 –	Avaliação do ângulo de rotação tibiofemoral do joelho.....	80

Gráfico 8 –	Subgrupos de gravidade da osteoartrite do joelho (leve, moderada, grave e geral) e relação do ponto de contato tibiofemoral medial em comparativo entre métodos de análise por WBCT em extensão e em flexão.....	81
Gráfico 9 –	Subgrupos de gravidade da osteoartrite do joelho (leve, moderada, grave e geral) e a relação do ponto de contato tibiofemoral lateral em comparativo entre métodos de análise por WBCT em extensão e em flexão.....	83
Gráfico 10 –	Relação da diferença entre o ponto de contato tibiofemoral em flexão e em extensão em comparativo por compartimento do joelho (lateral e medial) e por subgrupo de gravidade da osteoartrite do joelho (leve, moderada, grave e geral).....	85
Gráfico 11 –	Espaço articular medial avaliado por diferentes métodos radiológicos e divisão por subgrupos de gravidade da osteoartrite do joelho (leve, moderada e grave).....	87
Gráfico 12 –	Espaço articular lateral avaliado por diferentes métodos radiológicos e divisão por subgrupos de gravidade da osteoartrite do joelho (leve, moderada e grave).....	88
Gráfico 13 –	Avaliação da concordância de análise do espaço articular medial entre WBCT em extensão e radiografia pelo método de Rosenberg.....	89
Gráfico 14 –	Avaliação da concordância de análise do espaço articular medial entre WBCT em flexão e radiografia pelo método de Rosenberg.....	90
Gráfico 15 –	Avaliação da concordância de análise do espaço articular medial entre WBCT em extensão e WBCT em flexão.....	91
Gráfico 16 –	Avaliação da concordância de análise do espaço articular lateral entre WBCT em extensão e radiografia pelo método de Rosenberg.....	93
Gráfico 17 –	Avaliação da concordância de análise do espaço articular lateral entre WBCT em flexão e radiografia pelo método de Rosenberg.....	94

Gráfico 18 – Avaliação da concordância de análise do espaço articular lateral entre WBCT em extensão e WBCT em flexão.....	95
Gráfico 19 – Curva ROC do ângulo de torção do joelho avaliado em extensão (linha preta) e flexão (linha tracejada).....	99

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	Análise de variância
ATJ	Artroplastia total do joelho
AUC	Área sob a curva
CAPPesq	Comissão de Análise de Projetos de Pesquisa
CBCT	Tomografia computadorizada de feixe cônico
CDI	Centro de Diagnóstico por Imagem
CPAK	Alinhamento coronal do joelho
DMOADs	Drogas modificadoras da doença da OA
EA	Espaço articular
ELSA-Brasil	Estudo Longitudinal de Saúde do Adulto
ICC	Coeficiente de Correlação Intraclass
IKDC	International Knee Documentation Committee
IOT-HC/FMUSP	Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
LCA	Ligamento cruzado anterior
OA	Osteoartrite
OARSI	Osteoarthritis Research Society International
PC	Ponto de contato
RM	Resonância magnética
ROC	Característica de operação do receptor
TC	Tomografia computadorizada
TT-TG	Tuberosidade tibial ao sulco troclear
WBCT	Tomografia computadorizada com carga de feixe cônico

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	23
2	OBJETIVO.....	27
2.1	Objetivo primário.....	28
2.2	Objetivos secundários.....	28
3	REVISÃO DA LITERATURA.....	29
3.1	Classificações da osteoartrite.....	30
3.2	Métodos de análise da osteoartrite.....	34
3.3	Posicionamento de Rosenberg.....	38
3.4	Avaliação radiológica complementar: ressonância magnética e tomografia computadorizada convencional.....	42
3.5	Tomografia computadorizada de feixe cônico.....	46
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	49
4.1	Desenho do estudo.....	50
4.2	População estudada e fluxo dos pacientes.....	51
4.3	Aprovação do comitê de ética e financiamento.....	53
4.4	Crterios de eleição.....	53
4.4.1	Inclusão.....	53
4.4.2	Não inclusão.....	53
4.4.3	Exclusão.....	54
4.5	Estudo-piloto.....	54
4.5.1	Avaliação do ponto de congruência articular tibiofemoral.....	55
4.5.2	Avaliação do ângulo de torção do joelho.....	56
4.5.3	Avaliação do espaço articular.....	56
4.6	Avaliação por imagem.....	58
4.6.1	Radiografias.....	58
4.6.2	Tomografias.....	60
4.7	Análise estatística.....	64
5	RESULTADOS.....	66
5.1	Dados gerais.....	67
5.2	Estudo-piloto.....	71
5.2.1	Radiografias.....	71

5.2.2	Tomografias.....	72
5.3	Resultados do estudo.....	79
5.3.1	Ângulo de rotação tibiofemoral.....	79
5.3.2	Ponto de contato tibiofemoral.....	81
5.3.3	Deslizamento do ponto de contato tibiofemoral.....	85
5.3.4	Avaliação do espaço articular.....	86
5.3.4.1	Espaço articular medial.....	89
5.3.4.2	Espaço articular lateral.....	92
5.4	Outras informações.....	96
5.4.1	Curva ROC.....	96
6	DISCUSSÃO.....	100
7	CONCLUSÃO.....	108
	REFERÊNCIAS.....	110
	ANEXOS.....	118

RESUMO

Bruxelas MJ. Tomografia com carga (WBCT) na avaliação do espaço articular do joelho osteoartítico: padronização e comparação entre os posicionamentos de Rosenberg e extensão [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2025.

Introdução: A avaliação do espaço articular femorotibial é um parâmetro essencial na caracterização estrutural da osteoartrite (OA) do joelho. A radiografia em incidência de Rosenberg, realizada com carga e semiflexão de 45°, é considerada o padrão-ouro para avaliação da OA, porém sua acurácia depende de posicionamento rigorosamente padronizado. A tomografia computadorizada com carga de feixe cônico (WBCT) tem emergido como alternativa, permitindo aquisição volumétrica sob carga com reconstruções multiplanares de alta fidelidade. Entretanto, a ausência de padronização do ponto de mensuração e de evidência sobre sua reprodutibilidade limita sua aplicação clínica. **Objetivo:** Avaliar a concordância entre as medidas do espaço articular obtidas por WBCT em extensão e semiflexão (30°–45°, simulando a incidência de Rosenberg) com a radiografia padrão-ouro, bem como propor e validar um método padronizado de mensuração baseado no ponto de congruência tibiofemoral e analisar a reprodutibilidade das medidas. **Métodos:** Estudo observacional com 47 pacientes com OA do joelho direito, classificados em leve, moderado e grave. Todos foram submetidos à radiografia em posição de Rosenberg e à WBCT em extensão e semiflexão. O espaço articular foi mensurado nos compartimentos medial e lateral, com padronização multiplanar baseada no ponto de congruência tibiofemoral, utilizando o ponto central (P50) para análise. A concordância entre métodos foi avaliada por análise de Bland-Altman, e a reprodutibilidade por coeficiente de correlação intraclasse (ICC). Foram realizados testes estatísticos comparativos entre técnicas e posições, além de análise exploratória por curva ROC. **Resultados:** A WBCT em semiflexão apresentou maior concordância com a radiografia de Rosenberg em ambos os compartimentos, com menor viés e menor variabilidade, especialmente nos estágios iniciais da OA. A WBCT em extensão superestimou sistematicamente o espaço articular, sobretudo na OA leve ($p < 0,001$). A padronização baseada no ponto de congruência demonstrou que o ponto central

(P50) apresentou maior reprodutibilidade ($ICC \approx 0,95$), enquanto os pontos extremos apresentaram maior variabilidade. Observou-se deslocamento posterior do ponto de contato na flexão, mais acentuado no compartimento lateral. **Conclusão:** Este estudo demonstra que a WBCT em posição de semiflexão apresenta elevada concordância com a radiografia de Rosenberg e que a padronização da mensuração do espaço articular baseada no ponto de congruência tibiofemoral, utilizando o ponto central (P50), proporciona alta reprodutibilidade. A técnica reduz a dependência do operador, permite análise tridimensional sob carga funcional e representa ferramenta complementar robusta na avaliação estrutural da OA do joelho, especialmente em fases iniciais.

Palavras-chave: Osteoartrite do joelho. Tomografia computadorizada. Suporte com carga. Tomografia computadorizada de feixe cônico. Diagnóstico por imagem.

ABSTRACT

Bruxelas MJ. Weight-bearing computed tomography (WBCT) in an assessment of tibiofemoral joint space in knee osteoarthritis: Standardization and comparison between Rosenberg and extension positions [dissertation]. São Paulo: “Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo”, 2025.

Introduction: Femorotibial joint space width (JSW) is a key parameter for the structural assessment of knee osteoarthritis (OA). The Rosenberg radiographic view, performed under weight-bearing with 45° knee flexion, is considered the gold standard for OA evaluation; however, its accuracy depends on strict positioning standardization. Weight-bearing computed tomography (WBCT) has emerged as a promising alternative, enabling volumetric acquisition under load with high-fidelity multiplanar reconstructions. Nevertheless, the lack of standardized measurement points and limited evidence regarding reproducibility restrict its broader clinical application.

Objective: To evaluate the agreement between JSW measurements obtained by WBCT in full extension and semiflexion (30°–45°, simulating the Rosenberg view) compared with standard Rosenberg radiographs, and to propose and validate a standardized measurement method based on the tibiofemoral congruence point, including reproducibility analysis. **Methods:** This observational study included 47 patients with right knee OA, classified as mild, moderate, or severe. All participants underwent Rosenberg radiography and WBCT in both extension and semiflexion. JSW was measured in the medial and lateral compartments using a standardized multiplanar reconstruction based on the tibiofemoral congruence point, with the central point (P50) selected for analysis. Agreement between methods was assessed using Bland–Altman analysis, and reproducibility was evaluated using the intraclass correlation coefficient (ICC). Comparative statistical analyses between techniques and positions were performed, along with exploratory receiver operating characteristic (ROC) curve analysis. **Results:** WBCT in semiflexion demonstrated greater agreement with Rosenberg radiographs in both compartments, with lower bias and reduced variability, particularly in early stages of OA. WBCT in extension systematically overestimated JSW, especially in mild OA ($p < 0.001$). Standardization based on the tibiofemoral congruence point showed that the central point (P50) had

the highest reproducibility ($ICC \approx 0.95$), whereas anterior and posterior points exhibited greater variability. A posterior shift of the contact point during flexion was observed, more pronounced in the lateral compartment. **Conclusion:** WBCT in semiflexion shows high agreement with Rosenberg radiographs and, when combined with a standardized measurement approach based on the tibiofemoral congruence point using the central point (P50), provides high reproducibility. This technique reduces operator dependency, enables three-dimensional assessment under functional load, and represents a robust complementary tool for structural evaluation of knee OA, particularly in early disease stages.

Keywords: Osteoarthritis, knee. Computed tomography. Weight-bearing. Cone beam computed tomography. Diagnostic imaging.

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A osteoartrite (OA) é uma condição articular crônica, progressiva e de etiologia multifatorial caracterizada pelo acometimento das articulações sinoviais e pela senescência osteocondral¹. Antigamente denominada osteoartrose, a doença é atualmente compreendida não apenas como um processo degenerativo mecânico, mas também como uma afecção inflamatória de baixo grau, envolvendo múltiplos tecidos articulares¹.

Em 1907, Garrod *apud* Talic-Tanovic et al. (2017)² descreveu a OA como uma inflamação articular capaz de gerar lesões osteocondrais, levando à destruição da cartilagem e à formação de novo osso subcondral, distinguindo-a da artrite reumatoide. Essa taxonomia foi ampliada com o passar dos anos, tendo sua definição revisada pela Osteoarthritis Research Society International (OARSI) em 2015³. A OA é caracterizada como uma desordem estrutural de articulações móveis causada pelo estresse celular e degradação da matriz extracelular, relacionada a micro e macrotraumas com uma resposta adaptativa falha devido a fatores inflamatórios da resposta imune inata. A doença manifesta-se inicialmente como um desarranjo molecular, seguido por alterações anatômicas e fisiológicas que levam ao processo do adoecimento e sintomatologia dos pacientes⁴.

A cartilagem articular, composta por uma matriz rica em colágeno e proteoglicanos, apresenta propriedades viscoelásticas que permitem suportar cargas com baixo coeficiente de atrito. Seu processo de renovação, mediado por condrócitos, ocorre de forma contínua. Na OA, há um desequilíbrio entre degradação e síntese da matriz extracelular, intensificado pela ação de citocinas inflamatórias, como IL-1, IL-6 e TNF- α , que promovem senescência celular, disfunção condral e remodelação óssea patológica^{1,5}.

A OA é a forma mais prevalente de artrite e constitui a principal causa de incapacidade crônica em indivíduos acima dos 70 anos. Seu impacto global tem se ampliado com o envelhecimento populacional e o aumento da obesidade. Os principais fatores de risco incluem idade avançada, sexo feminino, obesidade, traumas articulares prévios, deformidades angulares, doenças metabólicas e doenças reumatológicas, como artrite reumatoide e gota^{1,4}.

Estudos populacionais apontam que a OA afeta aproximadamente 18% das mulheres e 9,6% dos homens, com prevalência crescente após os 50 anos, especialmente entre mulheres no período pós-menopausa⁴. As articulações mais acometidas são joelhos, quadris e mãos, sendo o joelho a articulação mais frequentemente envolvida. No Brasil, o Estudo Longitudinal de Saúde do Adulto (ELSA-Brasil) demonstrou que 18,1% dos indivíduos avaliados apresentavam sinais radiográficos de OA, com predomínio de comprometimento nos joelhos e mãos⁶.

A radiografia convencional permanece sendo o método mais utilizado para o diagnóstico e monitoramento da OA do joelho, sendo amplamente empregada tanto na prática clínica quanto em estudos epidemiológicos e ensaios clínicos⁷. A avaliação radiográfica se baseia em achados estruturais, como a formação de osteófitos, cistos subcondrais e estreitamento do espaço articular (EA). Dentre esses, a presença de osteófitos é o sinal radiológico mais sensível, embora estudos tenham demonstrado que até 74% das radiografias consideradas normais podem apresentar osteófitos em exames de ressonância magnética (RM)⁸.

A mensuração do EA por radiografia é considerada o principal parâmetro para avaliação da progressão da OA, refletindo indiretamente a integridade da cartilagem e sendo amplamente utilizada como desfecho em estudos clínicos que investigam drogas modificadoras da doença da OA (DMOADs)⁹. No entanto, sua sensibilidade é limitada, variando de 43% a 57% em comparação com métodos mais avançados, como a RM ou a artroscopia. Essa limitação está relacionada a diversos fatores, incluindo a variabilidade no posicionamento do paciente, a ausência de carga durante a aquisição da imagem e a bidimensionalidade da técnica, o que acarreta sobreposição de estruturas e perda de definição espacial^{8,10,11}.

Diante dessas limitações, diversos estudos têm buscado métodos alternativos que combinem praticidade, baixo custo, segurança e maior reprodutibilidade. Nesse contexto, a tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT, na sigla em inglês) surgiu como uma técnica promissora para avaliação ortopédica, especialmente por permitir a aquisição de imagens tridimensionais com o paciente em posição ortostática, simulando condições fisiológicas de carga^{11,12}.

A análise sob carga tem se mostrado particularmente relevante na OA do joelho, uma vez que alterações estruturais, como extrusão meniscal, colapso condral e variações no EA são mais evidentes em condições de apoio¹³. Além disso, a

avaliação funcional com carga contribui para uma melhor correlação clínica, refletindo a real biomecânica da articulação em atividades diárias. Estudos recentes demonstram que a tomografia computadorizada (TC) com carga apresenta maior acurácia na detecção de estreitamento articular, osteófitos e cistos subcondrais, superando a sensibilidade da radiografia convencional e se aproximando da RM em termos de capacidade diagnóstica^{14,15}.

Contudo, para que esse método possa ser amplamente aplicado, é fundamental que existam protocolos padronizados de aquisição e análise das imagens. A ausência de padronização compromete a reprodutibilidade e comparabilidade dos dados, dificultando sua aplicação clínica e científica. A padronização dos métodos de mensuração, conforme já discutido por Ravaud et al. (1999)¹⁰, é essencial para garantir a validade dos desfechos radiológicos, especialmente em estudos longitudinais e ensaios clínicos.

Dessa forma, o presente estudo visa a contribuir com a literatura ao propor um modelo de avaliação padronizado do EA femorotibial por tomografia computadorizada com carga de feixe cônico (WBCT, na sigla em inglês), comparando-o à tradicional projeção de Rosenberg. Espera-se que a análise quantitativa obtida por WBCT possa representar um avanço na compreensão das alterações estruturais do EA da OA e na estratificação da gravidade da doença, com potenciais aplicações no diagnóstico precoce, planejamento cirúrgico e monitoramento da resposta terapêutica. Diante disso, o presente trabalho visa justamente a preencher esse vazio ao comparar a avaliação do EA pelo método tradicional radiográfico de Rosenberg com a WBCT em dois posicionamentos distintos, com o joelho em extensão completa e em semiflexão (simulando o posicionamento de Rosenberg). A proposta é estabelecer se a semiflexão, além de mais fisiológica, oferece dados mais sensíveis e reprodutíveis para o diagnóstico da OA quando comparada ao padrão-ouro atual, que é a radiografia de Rosenberg.

Além disso, ao correlacionar as medidas obtidas pela WBCT com os achados da radiografia em semiflexão, espera-se validar critérios objetivos para a aplicação clínica do método, especialmente em centros que já dispõem de equipamentos de WBCT. Tal avanço pode representar um novo paradigma para o diagnóstico precoce e monitoramento da gonartrose, reunindo os benefícios da tridimensionalidade da TC com a funcionalidade da avaliação com carga.

2 OBJETIVOS

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo primário

1. Desenvolver um modelo padronizado para avaliação do EA femorotibial em pacientes com OA do joelho por meio da WBCT.
2. Comparar as medidas obtidas pela WBCT com aquelas obtidas pela radiografia convencional na incidência posteroanterior, em semiflexão, com carga (projeção de Rosenberg).

2.2 Objetivos secundários

1. Avaliar a reprodutibilidade intra e interobservador das medidas obtidas por ambos os métodos.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Classificações da osteoartrite

As classificações da OA do joelho podem ser agrupadas em dois grandes domínios: as classificações clínicas, geralmente propostas por reumatologistas, e as classificações radiográficas e anatômicas, predominantemente desenvolvidas por ortopedistas. Enquanto os estudos clínicos tendem a enfatizar a detecção precoce e a fisiopatologia da doença, os estudos ortopédicos se concentram na gravidade estrutural e em implicações terapêuticas. Essa abordagem dual, embora rica em perspectiva, frequentemente gera confusão terminológica e dificulta a padronização entre os sistemas classificatórios.

No campo clínico, Mobasheri et al. (2019)⁵ propuseram uma classificação fenotípica da OA baseada em seis perfis distintos: dor crônica, inflamatório, síndrome metabólica, metabolismo osteocondral, doença articular mínima e sobrecarga mecânica. Essa proposta visa a capturar a heterogeneidade biológica da doença, mas ainda encontra pouca aplicação prática em estudos cirúrgicos e radiológicos. Do ponto de vista ortopédico, a OA é frequentemente categorizada em três fenótipos principais: mecânico, inflamatório e pós-traumático¹⁶⁻¹⁸.

Na parte cirúrgica, Macdessi et al. (2021)¹⁹ propuseram uma nova classificação baseada no alinhamento coronal do joelho (CPAK, na sigla em inglês), que combina dois parâmetros anatômicos – o alinhamento coronal do membro inferior e a obliquidade da linha articular – para categorizar nove diferentes fenótipos de alinhamento do joelho. A proposta visa a otimizar os resultados da artroplastia total do joelho (ATJ), considerando a grande variabilidade anatômica entre indivíduos, especialmente em comparação com as técnicas tradicionais baseadas em alinhamento mecânico neutro. A classificação CPAK permite o planejamento individualizado da ATJ, facilitando a escolha da técnica mais apropriada para cada paciente, o que pode melhorar o balanço ligamentar e o desfecho clínico.

Apesar da diversidade de abordagens, os sistemas de classificação mais empregados em estudos científicos (**Tabela 1**) continuam sendo os radiográficos. A classificação de Kellgren e Lawrence (1957) permanece sendo uma das mais

utilizadas em estudos populacionais, variando do grau 0 (sem alterações) ao grau 4 (OA grave) com base na presença de osteófitos, redução do EA e esclerose subcondral²⁰. No entanto, essa classificação apresenta limitações na detecção de alterações iniciais e tem baixa reprodutibilidade interobservador em estágios leves da doença²⁰⁻²².

Tabela 1: Classificações radiográficas da osteoartrite do joelho.

Classificação	Grau e características				
Kellgren Lawrence	0: sem alteração EA	1: duvidosa alteração EA; osteofitos possíveis	2: presença osteofitos definidos. EA; possivelmente diminuído	3: osteofitos e EA definidos. Presença esclerose, possível deformidade ossea	4: esclerose severa, EA marcadamente diminuído. Deformidade ossea definida
IKDC	A: sem alteração EA	B: espaço articular maior 4mm	C: EA entre 2 a 4mm	D: EA menor que 2 mm	
Fairbanks	0: normal	1: alargamento da margem tibial	2: achatamento do condilo femoral com esclerose tibial	3: EA diminuído com osteofitos	4: todas alterações descritas com aspecto mais grave
Brandt	0: menos de 25% de acometimento	1: menos de 25% com presença de alterações secundárias ou 25% a 50% diminuição do EA sem alteração 2darias	2: 25% a 50% com alteração OU 50% a 75% sem alteração	3: 50% a 75% com alteração OU mais de 75% sem alteração	4: mais de 75% com alterações secundárias
Ahlbäck modificada Keys e Goodfellow	1: diminuição EA	2: obliteração do EA	3: AP-defeito osseo de até 5mm / perfil – plato posterior íntegro	4: AP-defeito osseo de 5mm a 10mm / perfil – desgaste do plato posterior	5: AP – grave subluxação da tibia / perfil – subluxação da tibia > 10mm
Jager-Wirth	0: normal	1: artrose inicial	2: moderado – até 50% acometimento EA	3: artrose moderada	4: artrose grave
Dejour	1: pré artrose – rx normal apesar clínica compatível	2: artrose inicial – pinçamento parcial. Mais na parte central do plato	3: artrose com desequilíbrio – pinçamento total com inclinação da interlinha articular	4: artrose grave – grave varo, com femur apresentando conflito com espinhas tibiais	

Fonte: Elaborado pelo autor.

Baseado em Kohn et al. (2016)²⁰, Keyes et al. (1992)²³ e Dejour et al. (1991)²⁴.

A classificação de Ahlbäck modificada por Keyes e Goodfellow tem ampla aplicação em contextos cirúrgicos, especialmente na artroplastia do joelho²³. Martins et al. (2017)¹⁸ realizaram um estudo correlacionando os achados da classificação de Ahlbäck modificada com a condição ligamentar do ligamento cruzado anterior (LCA) em pacientes submetidos à ATJ. Verificou-se que, em pacientes classificados entre os graus 1 e 3, o LCA estava preservado em 86,7% dos casos. Já nos graus 4 e 5, observou-se ausência do LCA em 88,2% dos casos, demonstrando a utilidade dessa classificação na predição da patência ligamentar.

Keenan et al. (2020)²⁵, em estudo semelhante, avaliaram a reprodutibilidade das classificações de Ahlbäck e Kellgren-Lawrence em pacientes submetidos à ATJ. Eles concluíram que ambas as classificações apresentam melhora na concordância inter e intraobservador em casos mais avançados da doença, especialmente a de Ahlbäck modificada. Além disso, destacaram a importância da inclusão de medidas do EA como critério objetivo de gravidade.

A pesquisa de Albuquerque et al. (2008)²⁶ também contribuiu para essa análise crítica. Comparando as classificações de Ahlbäck modificada (Anexo A), Kellgren-Lawrence (Anexo B) e Dejour (Anexo C), o estudo demonstrou que as classificações com menor grau de subjetividade apresentaram melhores índices de concordância, especialmente na avaliação do EA. Contudo, essa maior concordância radiológica não se traduziu em melhor correlação com os sintomas clínicos dos pacientes.

Adicionalmente, Keenan et al. (2020)²⁵ destacaram a superioridade do Formulário de Avaliação Subjetiva do Joelho do International Knee Documentation Committee (IKDC) em termos de confiabilidade interobservador. Essa classificação, que categoriza a OA com base na medida objetiva do EA em milímetros, foi considerada mais reprodutível e menos suscetível à variabilidade entre avaliadores.

Wright and MARS Group (2014)²⁷, por sua vez, analisaram dados do estudo multicêntrico MARS e compararam os achados artroscópicos com as classificações radiológicas pré-operatórias, incluindo Kellgren-Lawrence, Ahlbäck e IKDC. Os autores observaram que mesmo pacientes classificados como leves ou normais em radiografias apresentavam lesões condrais significativas na artroscopia, reforçando a limitação das classificações radiográficas em prever achados intra-articulares e indicando baixa sensibilidade para indicação cirúrgica em fases precoces da doença.

Portanto, embora amplamente utilizadas, as classificações radiográficas da OA ainda enfrentam desafios importantes em termos de reprodutibilidade e acurácia clínica. A combinação entre critérios objetivos, como o EA medido em milímetros, e novas abordagens de imagem tridimensional pode representar um avanço na estratificação e no manejo personalizado da doença.

3.2 Métodos de análise da osteoartrite

Historicamente, a radiografia convencional foi o principal método de diagnóstico e seguimento dos pacientes com OA do joelho, destacando-se por sua ampla disponibilidade, pelo baixo custo e por sua capacidade de identificar sinais clássicos da doença, como osteófitos, esclerose subcondral e redução do EA, conforme descrito por Fairbank (1948)²⁸. Apesar disso, apresenta limitações importantes quanto à sensibilidade para alterações precoces e baixa correlação com sintomas clínicos²⁹. Segundo o estudo ELSA-Brasil (2022), a radiografia demonstrou alta sensibilidade (96,7%) em pacientes acima de 45 anos, mas baixa especificidade (51%)⁶.

As alterações radiográficas da OA estão bem estabelecidas, com os osteófitos sendo os achados mais frequentes e específicos, podendo preceder a redução do EA. A esclerose subcondral indica colapso trabecular, enquanto os cistos subcondrais surgem em fases mais avançadas. Esses achados refletem a senescência cartilaginosa, mas não são visualizados em uma análise precoce da doença quando avaliados por radiografia bidimensional, o que limita a acurácia diagnóstica, como apontado por Segal et al. (2015)⁸.

A artroscopia, por sua vez, permite visualização direta das estruturas intra-articulares, sendo considerada o padrão-ouro para avaliação de lesões condrais e meniscais^{30,31}. Entretanto, trata-se de um método invasivo, pouco aplicável à rotina ambulatorial. Boegard et al. (1999)⁷ reforçaram que alterações condrais precoces, frequentemente não detectadas pela radiografia, podem ser visualizadas por artroscopia e RM.

Apesar dos benefícios, Adelani et al. (2016)³² realizaram estudo retrospectivo sobre a prática clínica de artroscopia em pacientes com OA de joelho no sistema *Veterans Health Administration*. Com base na análise de 467.977 pacientes com

diagnóstico de OA entre 1998 e 2010, os resultados mostraram que as taxas de artroscopia permaneceram estáveis ou até aumentaram levemente no período pós-estudo, mantendo-se entre 3% e 4%, sendo que as taxas de conversão para artroplastia também não sofreram redução significativa, permanecendo abaixo de 5%. Esses achados contrastam com estudos anteriores que relataram quedas expressivas no uso da artroscopia em outras populações, sugerindo que a adesão às recomendações baseadas em evidências pode ser limitada, mesmo diante de estudos clínicos robustos.

A RM representa o método não invasivo com maior sensibilidade para detecção precoce de alterações osteocondrais, como lesões condrais, edema ósseo e sinovite. No entanto, seu alto custo e restrições de acesso limitam seu uso rotineiro.⁽⁹⁾ Além disso, a RM em posição supina pode subestimar alterações dinâmicas, como demonstrado por Miura et al. (2022)¹³, que identificaram maior correlação entre extrusão meniscal medial e redução do EA em flexão com carga.

O ultrassom musculoesquelético tem se mostrado uma ferramenta acessível, dinâmica e de baixo custo na avaliação da OA do joelho^{3,16}. Apesar de não permitir análise direta da cartilagem articular profunda ou da estrutura óssea subcondral, como a RM ou a TC, o ultrassom é eficaz na identificação de alterações sinoviais, derrames articulares, cistos de Baker, e, especialmente, na avaliação da extrusão meniscal medial — fator cada vez mais associado à progressão da OA, conforme destacado por Miura et al. (2022)¹³. A capacidade de realizar a avaliação em tempo real e com carga aplicada confere ao ultrassom um papel complementar importante, principalmente em ambientes com menor acesso à RM. No entanto, sua acurácia diagnóstica é altamente dependente do operador e da padronização técnica, o que ainda limita sua reprodutibilidade em estudos longitudinais e comparativos.

A TC convencional é eficaz na avaliação óssea, apresentando alta resolução espacial e sendo superior à radiografia na detecção de osteófitos e cistos^{20,33}. No entanto, essa classificação apresenta limitações na detecção de alterações iniciais e tem baixa reprodutibilidade interobservador em estágios leves da doença (**Tabela 1**)²⁰⁻²².

Em estudo de Segal et al. (2015)⁸, 74% das radiografias consideradas normais revelaram osteófitos visíveis na TC ou na RM. No entanto, a realização em posição supina e a alta dose de radiação são limitações consideráveis.

Com o avanço tecnológico, métodos alternativos com menor dose de radiação e possibilidade de análise com carga foram desenvolvidos. Destacam-se a radiografia em EOS edge (EOS Imaging, Paris, França) e a CBCT. Segundo Matikka e Virén (2014)³⁴, a CBCT permite avaliação tridimensional com menor dose de radiação (cerca de 13 μ Sv para o joelho), menor custo e aquisição em posição ortostática (WBCT), possibilitando análise funcional da articulação.

O estudo de Ahlbäck et al. (1968)³⁵ foi pioneiro ao destacar a importância da avaliação com carga para a identificação da gravidade da OA, ressaltando que a força axial favorece a visualização do colapso articular. Posteriormente, Leach, Gregg e Siber (1970)³⁶ observaram redução do EA de até 2 mm com carga em 33% dos pacientes.

Ravaud et al. (1999)¹⁰, em estudo pela OARSI, reforçaram a importância da padronização dos métodos de aquisição e análise de imagens. A padronização de posicionamento, carga aplicada, ângulo de flexão e técnica de medição influencia significativamente a precisão e reprodutibilidade da avaliação do EA. Entre os fatores que alteram as medidas estão: presença de carga (unipodal ou bipodal), grau de flexão do joelho, rotação do pé, distância entre tubo e filme e técnica de medição (distância linear ou área) (**Tabela 2**).

Tabela 2: Fatores que influenciam a precisão e reprodutibilidade da avaliação radiológica do espaço articular.

Posicionamento paciente	Presença ou não de carga Unipodal ou bipodal Extensão ou flexão do joelho Rotação do pé
Posicionamento Raio-X	Ângulo de radiação Distância do filme ao joelho Distância do tubo emissor ao joelho
Local de análise	Medial x lateral Técnica de medida Pontos anatômicos de medida
Métodos de análise	Quantitativos x semiquantitativos Distância x área
Leitor	Treinamento do leitor Número de leitores

Fonte: Elaborado pelo autor.

Baseado em Ravaut et al. (1999)¹⁰ e Thawait et al. (2015)¹⁵.

Rosenberg et al. (1988)³⁷ padronizaram o posicionamento com semiflexão de 45°, carga bipodal e incidência posteroanterior para melhor avaliação do compartimento medial do joelho. O estudo, com 55 pacientes, comparando radiografias e achados artroscópicos, demonstrou que a semiflexão potencializa a visualização de lesões osteocondrais precoces presentes no compartimento medial do joelho.

Confirmando esses achados, Boegard et al. (1999)⁷, utilizando RM, demonstraram que as lesões condrais ocorrem com maior frequência entre 30° e 50° de flexão. Estudos subsequentes, como o de Ravaut et al. (1999)¹⁰, reforçaram que o ponto de maior estresse tibiofemoral se dá entre 24° e 28° de flexão, correlacionando-se com os locais de surgimento das lesões condrais iniciais da OA.

Apesar dessas melhorias, a radiografia ainda apresenta limitações de reprodutibilidade técnica e baixa sensibilidade clínica. A necessidade de novos métodos impulsionou o desenvolvimento de modalidades como a WBCT, que alia

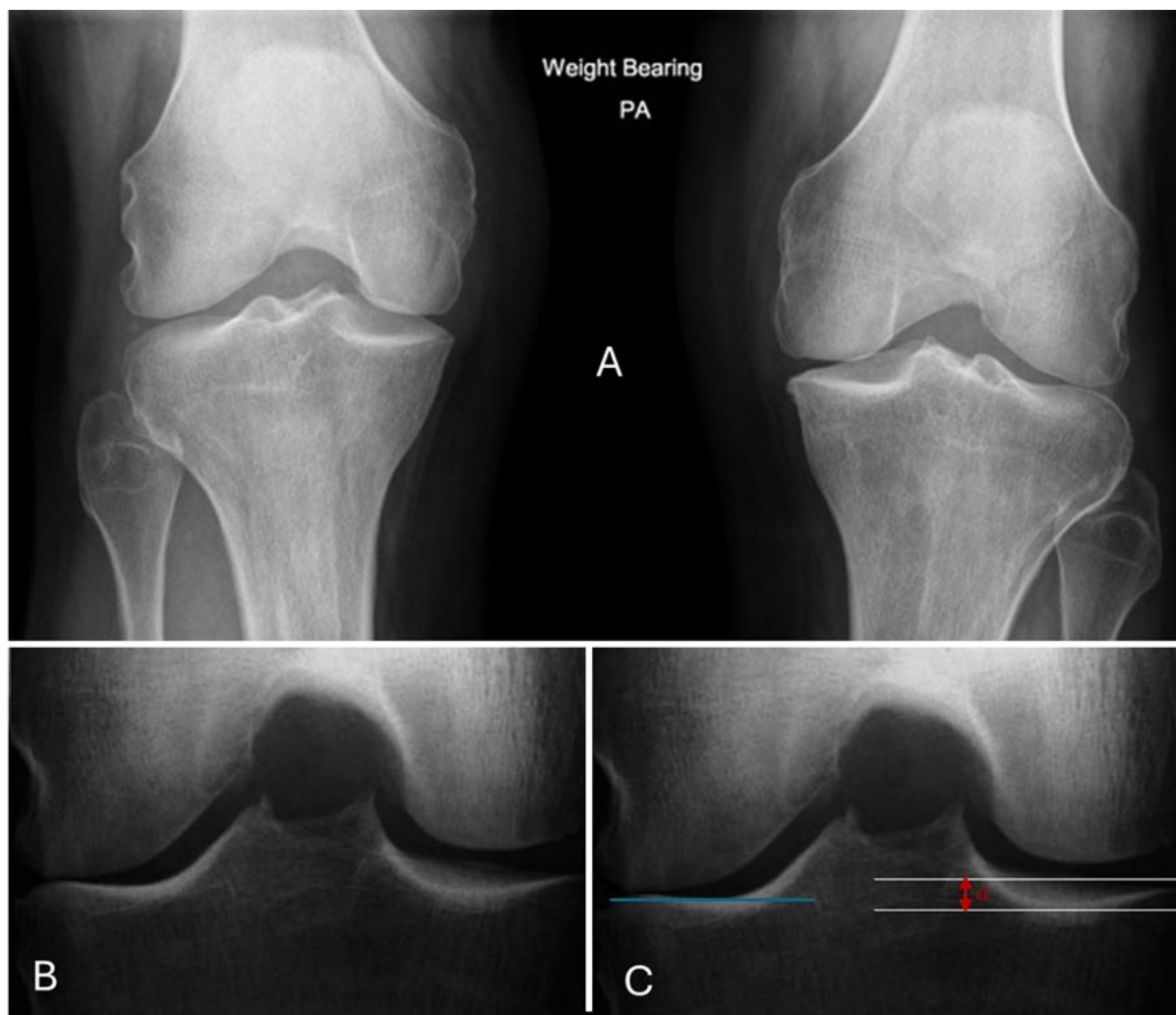
qualidade de imagem tridimensional, realização em carga e menor dose de radiação, representando um marco na evolução dos métodos de análise da OA.

3.3 Posicionamento de Rosenberg

Rosenberg et al. (1988)³⁷ descreveu o posicionamento de Rosenberg em um estudo radiográfico com carga que comparou medições do EA em radiografias com semiflexão do joelho aos achados artroscópicos de 55 pacientes. Os autores demonstraram que lesões condrais do côndilo femoral (graus 3 ou 4 da classificação de Outerbridge) ocorrem predominantemente entre 30° e 60° de flexão, sendo a posição fletida de 45° a mais eficaz para diagnóstico precoce da degeneração condral. A partir dessa análise, definiram-se os valores críticos de EA para suspeita de gonartrose: ≤ 4 mm no compartimento medial e ≤ 5 mm no lateral.

Apesar de sua relevância diagnóstica, poucos critérios foram estabelecidos para uso do posicionamento de Rosenberg no monitoramento longitudinal da doença de um mesmo paciente. Segundo o estudo ELSA-Brasil (2017), para que esse método seja confiável no acompanhamento da progressão da OA, é essencial que haja baixa sobreposição dos platôs tibiais nas imagens radiográficas obtidas ao longo do tempo. O parâmetro ideal é uma diferença inferior a 1,7 mm entre as bordas anterior e posterior do planalto tibial medial. Contudo, a padronização da técnica ainda é um desafio, especialmente em serviços de imagem com menor especialização, onde apenas 28,9% das radiografias atendem aos critérios de qualidade adequados para esse fim (**Figura 1**)⁶.

Figura 1 – Radiografia no posicionamento de Rosenberg e parâmetros de qualidade de imagem. A: Imagem obtida na projeção de Rosenberg bipodal; B e C: Imagem ampliada de um joelho com sinais mínimos de osteoartrite, demonstrando a sobreposição das linhas anterior e posterior do planalto tibial (linha azul com ausência de sobreposição; linhas brancas com espaço de sobreposição – letra “d” vermelha – adequado, ou seja, menor que 1,7 mm).



Fonte: Acervo do Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP.

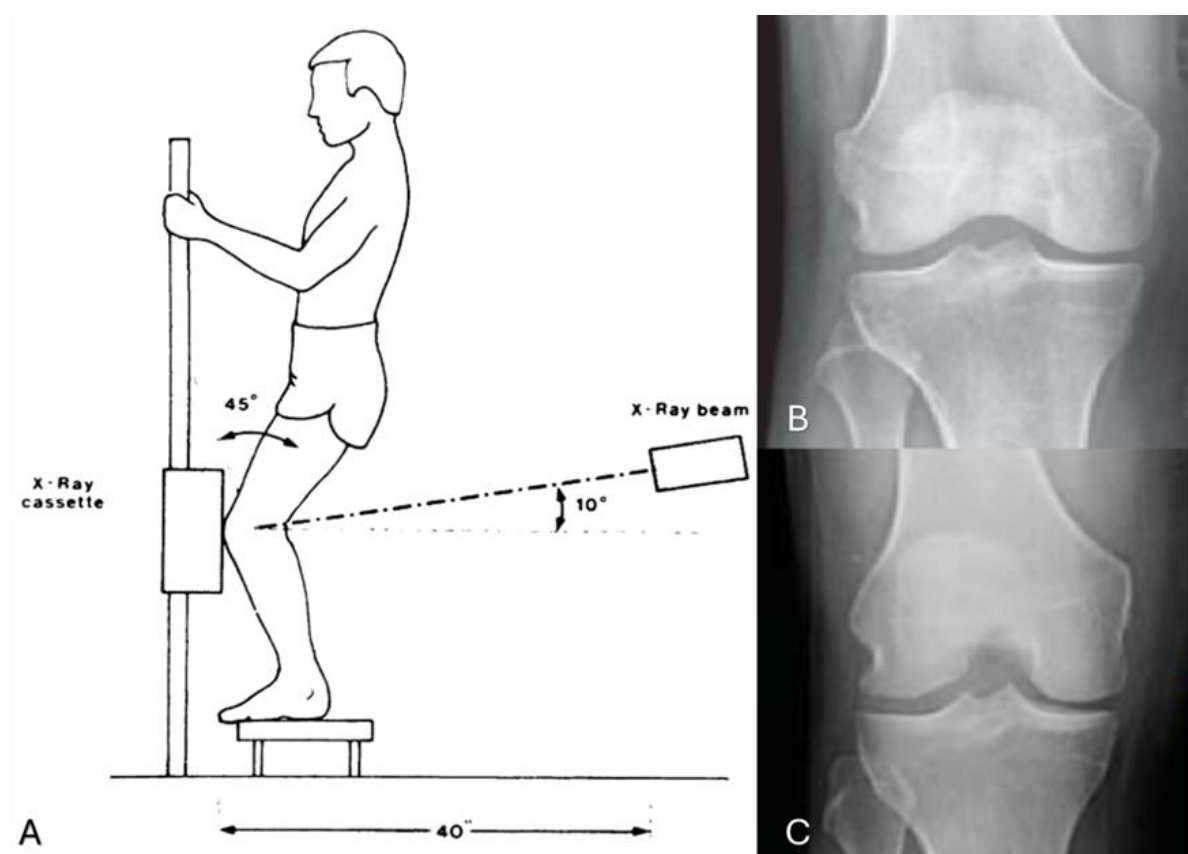
Inoue et al. (2001)³⁸ analisaram 100 joelhos radiografados em posicionamento de Rosenberg e identificaram um slope tibial médio de 14,9°. Comparando esse grupo com 47 joelhos submetidos a radiografias com semiflexão de 26°, os autores investigaram métodos de correção da interposição do planalto tibial, ressaltando a importância da inclinação e do grau de flexão na padronização da imagem.

Telles et al. (2017 e 2022)^{6,39} avaliaram 38 joelhos submetidos à radiografia em semiflexão, testando diferentes métodos de mensuração do EA. O estudo concluiu que a semiflexão proporciona medidas com alta reprodutibilidade, reforçando a importância da padronização técnica para garantir a confiabilidade dos dados obtidos.

Boegard et al. (1999)⁷, por meio de RM, corroboraram os achados de Rosenberg ao demonstrar que as alterações condrais mais prevalentes ocorrem entre 30° e 50° de flexão. A imagem obtida nessa faixa angular permite maior precisão na identificação de áreas com redução do EA, frequentemente associadas à lesão condral.

Diante dessas evidências, o posicionamento ideal de Rosenberg deve incluir flexão entre 30° e 45°, carga bipodal, centralização do raio na patela e sobreposição dos platôs tibiais inferior a 1,5 mm. Tais parâmetros asseguram padronização e precisão na análise do EA, sendo especialmente úteis na avaliação da OA no compartimento medial do joelho (**Figura 2**)^{40,41}.

Figura 2 – Posicionamento radiográfico posteroanterior de Rosenberg. A: Posicionamento adequado do paciente em relação ao feixe de raio X; B: Radiografia convencional do joelho; e C: Radiografia de Rosenberg.



Fonte: A: Rosenberg et al. (1988)³⁷. B-C: Acervo do Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP.

O posicionamento com semiflexão e carga não só otimiza a avaliação do EA, mas também permite a análise funcional da articulação. Durante a flexão do joelho, especialmente sob carga, ocorrem mudanças fisiológicas no ponto de contato (PC) tibiofemoral, com posteriorização do contato condilar e rotação axial externa do fêmur em relação à tíbia, principalmente nos graus iniciais de flexão. Esse padrão de rotação com pivotagem lateral, como demonstrado por Li et al. (2022)⁴², reflete a dinâmica real do joelho em atividades funcionais, o que reforça a relevância de exames que avaliem essas condições biomecânicas além das medidas anatômicas do EA.

3.4 Avaliação radiológica complementar: ressonância magnética e tomografia computadorizada convencional

A RM é amplamente reconhecida como o exame de imagem mais sensível para avaliação das estruturas intra-articulares do joelho, especialmente em estágios iniciais da OA. Seu principal diferencial está na capacidade de identificar lesões de cartilagem, meniscos, sinovite, edema ósseo subcondral e outras alterações estruturais antes que ocorram modificações visíveis na radiografia convencional⁴³⁻⁴⁶. Segundo Wright et al. (2014)²⁷, no estudo multicêntrico MARS, a RM demonstrou boa correlação com os achados artroscópicos em pacientes submetidos à reconstrução do LCA, sendo eficaz para detectar lesões condrais ocultas e danos meniscais não perceptíveis à radiografia.

Boegard et al. (1999)⁷ também reforçaram o papel da RM como padrão-ouro na avaliação da cartilagem articular. O estudo comprovou que as lesões condrais são mais evidentes em semiflexão (30° a 50°), mesmo quando a RM é realizada em posição de repouso. Essa sensibilidade para alterações precoces torna a RM particularmente útil no diagnóstico inicial da gonartrose, permitindo intervenções mais precoces e individualizadas. No entanto, a principal limitação da técnica é a ausência de carga durante a aquisição das imagens, fator crítico para avaliação funcional do EA.

Miura et al. (2022)¹³ demonstraram que a diferença no EA observada entre radiografias em extensão e em semiflexão está mais correlacionada à extrusão do menisco medial do que à espessura da cartilagem, evidenciando a importância da análise meniscal sob carga, algo que a RM convencional pode subestimar por ser realizada em decúbito. Ainda assim, ela permite medir com precisão parâmetros como o ângulo de inclinação patelar, a profundidade da tróclea e a distância da tuberosidade tibial ao sulco troclear (TT-TG) — fundamentais para o planejamento cirúrgico em pacientes com instabilidade patelar.

Raynauld et al. (2004)⁴⁷, em um estudo longitudinal, avaliaram a progressão da OA do joelho em 32 pacientes com sintomas moderados utilizando RM quantitativa para mensurar o volume da cartilagem em múltiplos compartimentos articulares ao longo de dois anos. A perda global de volume cartilaginoso foi estatisticamente

significativa já aos seis meses (-3,8%), atingindo -6,1% ao final do estudo. A maior redução ocorreu no compartimento medial (-7,6%), refletindo a sobrecarga típica dessa região. A RM tridimensional demonstrou excelente reprodutibilidade, com coeficientes de variação abaixo de 3%, sendo segura, não invasiva e capaz de detectar mudanças estruturais precoces não observadas em radiografias padronizadas. Apesar de uma correlação basal moderada entre espessura da cartilagem (RM) e largura do EA radiográfico ($r = 0,46$), não houve correlação entre a perda de volume cartilaginoso e a redução do EA ao longo do tempo. Isso evidencia que a RM é mais sensível que a radiografia para monitorar a progressão estrutural da OA, sendo útil para a estratificação de pacientes e o planejamento terapêutico.

Na avaliação de lesões ligamentares, a RM é amplamente utilizada devido à sua alta acurácia diagnóstica. Liu et al. (2023)⁴⁸, embora utilizando um modelo experimental em coelhos, reforçaram a importância de métodos que associem imagem com análise biomecânica na avaliação da cicatrização do LCA. A capacidade da RM de detectar edemas ósseos, derrame articular e instabilidade meniscocondral é crucial para o diagnóstico e planejamento terapêutico em lesões ligamentares agudas e crônicas, superando os métodos tradicionais em sensibilidade⁴⁹.

Por outro lado, a TC convencional tem vantagens específicas na avaliação de estruturas ósseas. Ela é especialmente eficaz na detecção de osteófitos, esclerose subcondral, cistos e alterações da morfologia óssea. Bousson et al. (2012)⁵⁰, propôs um modelo de avaliação da desmineralização do osso subcondral como forma de identificação precoce da OA. Os achados foram semelhantes aos de Turunen et al. (2015)⁵¹.

Segal et al. (2015)⁸, em estudo comparando radiografias, TC e RM, demonstraram que a TC identificou alterações ósseas em 74% dos joelhos considerados normais nas radiografias, mostrando-se mais sensível que os métodos bidimensionais, embora menos eficaz que a RM na detecção de alterações em tecidos moles.

Marzo et al. (2016)⁵² demonstraram que medidas como o ângulo de inclinação patelar, o ângulo de congruência e a distância TT-TG são significativamente menores quando avaliadas por WBCT, sugerindo que a TC convencional pode subestimar essas alterações por ser realizada sem carga. Esses dados mostram que, embora a

TC forneça imagens anatômicas detalhadas, sua limitação funcional deve ser considerada em avaliações biomecânicas dinâmicas.

Na prática clínica ortopédica, a TC também tem papel importante na avaliação de lesões ósseas associadas às lesões ligamentares e na determinação de eixos e alinhamentos rotacionais. Fernandes et al. (2014)⁵³ demonstram a utilização da TC como forma de padronizar a avaliação do centro de rotação do joelho em paciente com lesão ligamentar.

Neumann et al. (2015)⁵⁴ avaliaram a precisão da TC na mensuração da rotação tibiofemoral em comparação com dispositivos externos, como o Rotameter P2, demonstrando que a TC fornece medidas mais acuradas da rotação articular, fundamentais para diagnóstico de instabilidade rotacional pós-lesão do LCA. Esses achados reforçam o papel da TC na análise biomecânica objetiva, embora sem capacidade de avaliação em carga.

A limitação central tanto da RM quanto da TC convencional é a ausência de carga axial durante a aquisição das imagens¹³. Ludlow e Walker (2013)⁵⁵ e Matikka e Virén (2014)³⁴ também discutiram as preocupações com a exposição à radiação na TC, especialmente em populações pediátricas e em exames seriados. Embora algoritmos de redução de dose e blindagens protetoras melhorem esse cenário, a necessidade de métodos mais seguros e funcionais estimulou o desenvolvimento de tecnologias como a WBCT.

Nesse contexto, destaca-se a CBCT, que permite aquisição de imagens em posição ortostática e com flexão do joelho, reproduzindo condições fisiológicas reais. Berger et al. (2016)⁵⁶ e Khodarahmi, Fishman e Fritz (2018)⁵⁷ mostraram que a WBCT, além de oferecer imagens de alta resolução com baixa dose de radiação, supera a TC tradicional na análise de articulações com implantes metálicos (menor incidência de artefatos metálicos), sendo uma alternativa promissora para a avaliação de pacientes pós-operatórios e com OA avançada (**Figura 3**).

Figura 3 – Imagem tomográfica com carga (WBCT) dos joelhos de paciente em posição bipodal para avaliação pós-operatória de implante metálico (artroplastia). A-C: Imagens coronal, sagital e axial do joelho esquerdo não operado em extensão; D-F: Imagens do joelho com o implante metálico.



Fonte: Acervo do Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP (RadiAnt DICOM).

Assim, tanto a RM quanto a TC convencional continuam a ser métodos complementares valiosos na avaliação da OA, das lesões ligamentares e da instabilidade patelofemoral. Contudo, a WBCT oferece uma integração entre sensibilidade anatômica e avaliação funcional, representando um avanço importante na imagem ortopédica. Sua capacidade de analisar o PC articular em posições realistas de apoio pode fornecer informações mais precisas para diagnóstico, monitoramento da doença e planejamento cirúrgico.

3.5 Tomografia computadorizada de feixe cônico

A CBCT foi inicialmente desenvolvida na década de 1970, com as primeiras aplicações documentadas em 1975, voltadas para a avaliação odontológica. Essa tecnologia rapidamente ganhou espaço na área da odontologia, sobretudo na implantodontia, ortodontia e cirurgia bucomaxilofacial, devido à sua capacidade de gerar imagens tridimensionais com alta resolução espacial, baixo custo e dose reduzida de radiação⁵⁸. Por décadas, seu uso permaneceu restrito à avaliação da região craniofacial, principalmente por limitações de design dos equipamentos, os quais não comportavam adequadamente exames de membros ou grandes articulações sinoviais^{59,60}.

Somente nos anos 2000, com a evolução dos equipamentos e dos algoritmos de reconstrução volumétrica, a CBCT começou a ser explorada na ortopedia, inicialmente, para a avaliação do pé e tornozelo. Estudos como o de Hirschmann et al. (2013)¹⁴ demonstraram a viabilidade do método para análise precisa de alinhamento e estrutura óssea em posições funcionais com carga axial. De fato, uma das grandes vantagens da CBCT sobre a TC convencional é a possibilidade de realizar exames com o paciente em posição ortostática (WBCT), permitindo análise do esqueleto em condições dinâmicas, simulando o estresse fisiológico das articulações.

O uso da WBCT no pé e tornozelo ganhou destaque na literatura como alternativa superior à radiografia e à TC convencional para avaliação tridimensional do hálux valgo, da coalizão tarsal, da instabilidade do mediopé e da relação entre calcâneo e tálus em deformidade, adquiridas do pé plano. Esse avanço foi facilitado por estudos que validaram o uso da WBCT para mensurações angulares com alta reprodutibilidade. Além disso, o método demonstrou excelente segurança, com doses de radiação significativamente inferiores às da TC convencional e muito semelhantes às da radiografia convencional, sendo a dose estimada em milliSieverts de 5 mAs, para a radiografia; 16 mAs, para a LineUp CBCT; e 350 mAs, para a TC convencional^{34,55,60-62}.

A partir de 2015, com a introdução de equipamentos maiores e softwares otimizados, o exame passou a ser explorado em articulações maiores, como joelhos

e quadris. Nessa nova fase, a WBCT mostrou-se promissora em diversas áreas da cirurgia do joelho. Trabalhos como os de Hirschmann et al. (2015)¹⁴ validaram o uso da WBCT para avaliação rotacional dos côndilos femorais, mensuração do slope tibial e análise do eixo anatômico e mecânico em posição de carga, com excelente concordância interobservador.

Na avaliação ligamentar, a WBCT tem sido estudada como ferramenta complementar na análise do alinhamento rotacional e anteroposterior em pacientes com lesão do LCA⁶³. Estudos como o de Fernandes (2012)⁶⁴ e Amano, Li e Ma (2016)⁴⁹ demonstraram que pacientes com LCA rompido apresentam padrões alterados de contato articular femorotibial durante a carga, identificáveis pela WBCT.

Já na instabilidade patelofemoral, a WBCT permite mensuração precisa da inclinação patelar, distância TT-TG e lateralização da patela em posição funcional, como mostrado por Marzo et al. (2016)⁵², ressaltando sua superioridade sobre a TC convencional nesse cenário clínico.⁽⁵⁰⁾

Em relação à OA do joelho, a WBCT apresenta vantagens relevantes. A literatura recente, incluindo os trabalhos de Segal et al. (2015, 2022 e 2023)^{8,65,66} e de Li et al. (2022)⁴², aponta que a WBCT é capaz de identificar alterações ósseas subcondrais, osteófitos e diminuição do EA com maior sensibilidade que a radiografia convencional. Além disso, por permitir a obtenção de imagens em semiflexão com carga, o método proporciona maior realismo biomecânico na avaliação do joelho em posições críticas para a articulação tibiofemoral, como aquelas simuladas no posicionamento de Rosenberg.

A análise do EA por WBCT vem sendo investigada em estudos que buscam determinar sua acurácia, reprodutibilidade e sensibilidade às alterações condrais.

Cao et al. (2015)⁶⁷ apresentaram um novo método de análise morfológica do EA baseado em um modelo eletrostático aplicado a imagens de WBCT com o objetivo de diferenciar joelhos normais de osteoartríticos. Aplicado a 39 indivíduos (21 com OA), o modelo gerou mapas tridimensionais do EA, que foram analisados por componentes principais e classificados por máquinas de vetor de suporte. O desempenho diagnóstico do método eletrostático foi superior ao da avaliação convencional por radiologistas e aos métodos alternativos de medida, com área sob a curva (AUC, na sigla em inglês) de 0,98 ($p = 0,008$). O estudo conclui que essa

abordagem fornece uma caracterização precisa e sensível da morfologia articular, com potencial para aplicação clínica no monitoramento da progressão da OA e na avaliação de resposta a terapias⁶⁸.

Trabalhos de Boegard et al. (1999)⁷ e de Segal et al. (2015)⁸ demonstraram que a WBCT é capaz de detectar lesões condrais em fases precoces, mesmo em joelhos considerados normais por radiografia. No entanto, a maioria desses estudos avaliou os pacientes apenas em extensão completa, não havendo até o momento consenso sobre o impacto da semiflexão na mensuração do EA na WBCT, o que representa uma lacuna importante na literatura científica.

Por fim, é importante ressaltar que, apesar das vantagens apontadas, o uso da WBCT na ortopedia ainda carece de padronização nos protocolos de aquisição e interpretação do EA devido à sua tridimensionalidade. Nesse contexto, trabalhos como este assumem papel essencial na consolidação científica do método, contribuindo para sua adoção segura, eficaz e baseada em evidências na prática clínica ortopédica.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Desenho do estudo

Foi realizado um estudo descritivo epidemiológico, que avaliou variáveis quantitativas da análise radiológica do joelho de pacientes portadores de OA com diferentes graus de acometimento. As variáveis quantitativas anatômicas foram obtidas em diferentes posicionamentos (extensão e flexão) e métodos de obtenção de imagem (radiografia e WBCT) do joelho.

As imagens radiológicas foram realizadas no Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (IOT-HC/FMUSP). As imagens radiográficas, no setor de imagens do Centro de Diagnóstico por Imagem (CDI), e as imagens tomográficas, no Laboratório Professor Manlio Mario Marco Napoli da Tomografia Computadorizada com Carga – Weight-Bearing CT.

Para a atingir os objetivos do estudo, com o intuito de padronizar o método de avaliação do EA do joelho e o posicionamento do paciente, o estudo foi realizado em três etapas distintas. Em uma primeira etapa, foi realizado o estudo-piloto da avaliação radiográfica. Em uma segunda etapa, foi realizado o estudo-piloto da avaliação tomográfica. Na terceira etapa, foi realizado o estudo comparativo entre os dois métodos de avaliação radiológica do joelho.

Todos os pacientes submetidos ao exame tomográfico foram informados sobre o projeto e entrevistados em relação ao termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo D), sendo as avaliações radiológicas realizadas durante os anos de 2021 a 2023.

Hipótese nula: as médias obtidas da medição do EA dos diferentes métodos radiológicos de avaliação (radiografia e WBCT) não são iguais

Com base na hipótese desenvolvida para o estudo e no estudo de Thawait et al. (2015)¹¹, que realizou avaliações do efeito da carga no EA em CBCTs, e utilizando a calculadora de tamanho amostral desenvolvida pela Universidade da Califórnia de São Francisco (UCFS), disponível no site <https://sample-size.net/sample-size-means/>

(Anexo E), obtivemos um n amostral de 34 joelhos. Conforme análise estatística de comparação entre médias e desvios padrão de variáveis quantitativas, foi padronizado para o desenvolvimento do estudo um alfa de 5% e beta de 20% para a aferição de teste t pareado.

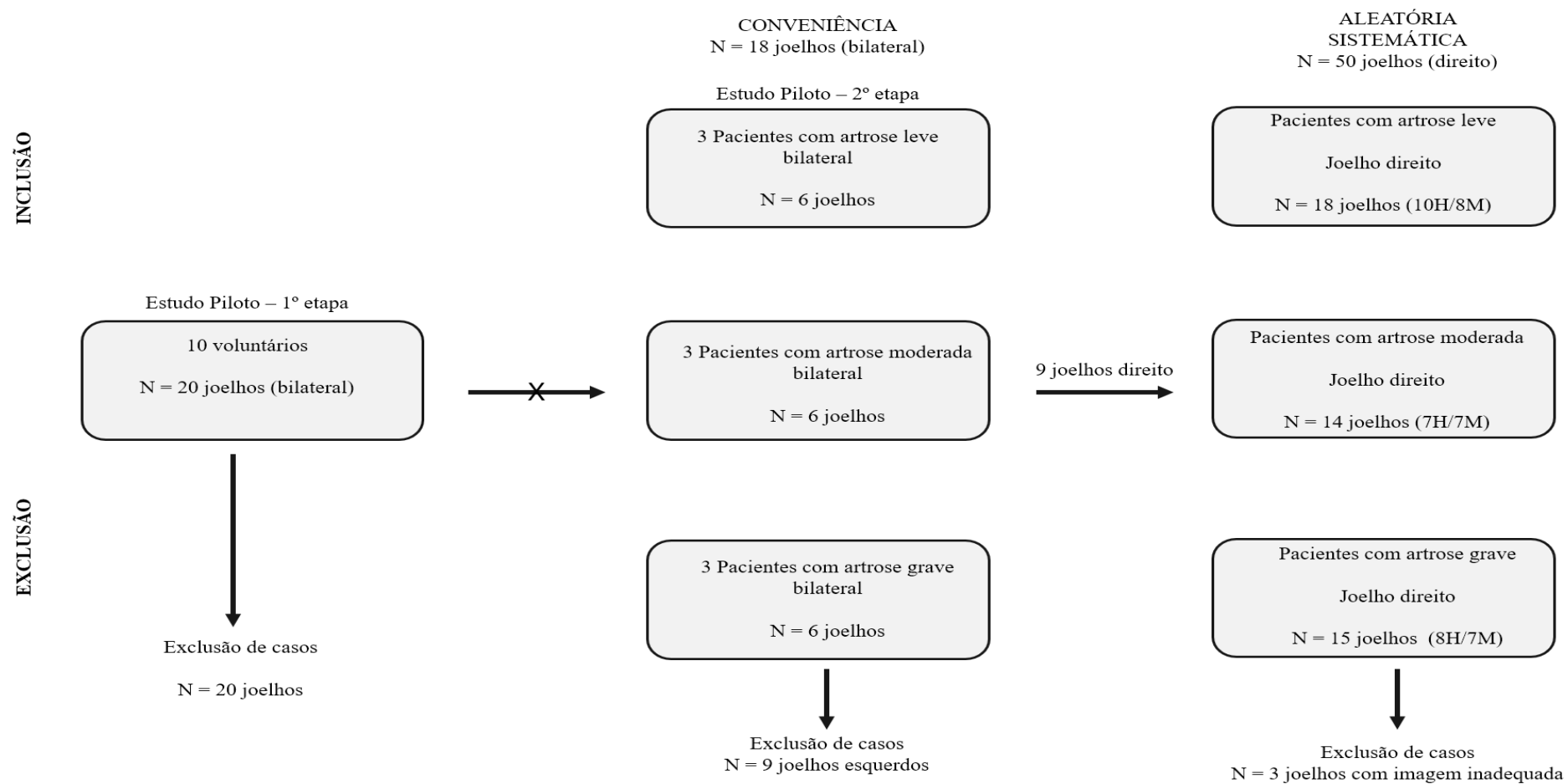
4.2 População estudada e fluxo dos pacientes

Durante os anos de 2021 e 2022, foram selecionados por conveniência 10 indivíduos voluntários (20 joelhos) entre os residentes de Ortopedia e Traumatologia que frequentavam o IOT para a avaliação e padronização da análise radiográfica da primeira etapa do estudo-piloto.

Após essa etapa, durante o primeiro semestre de 2022, foram selecionados por conveniência nove indivíduos (18 joelhos – análise bilateral) entre pacientes que frequentavam o IOT. Durante essa segunda etapa do estudo-piloto, foi realizada a análise radiográfica e tomográfica dos casos.

A seleção final ocorreu durante os anos de 2022 e 2023. Após exclusão parcial dos casos do estudo-piloto, foram selecionados de forma aleatória e sistemática 47 pacientes (47 joelhos direitos) em seguimento no ambulatório do Grupo de Joelho do IOT-HC/FMUSP com indicação cirúrgica devido à OA do joelho e comprovação radiológica da doença em exames do arquivo institucional **(Figura 4)**.

Figura 4 – Fluxograma de seleção dos pacientes do estudo nas diferentes etapas do estudo.



Fonte: Elaborado pelo autor.

N: Número amostral; H: Homem; M: Mulher

4.3 Aprovação do comitê de ética e financiamento

O estudo foi aprovado pela Comissão Científica do IOT e pela Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa (CAPPesq) do HC/FMUSP (Anexo F). Todos os participantes assinaram termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo D). O projeto não contou com financiamento externo e utilizou infraestrutura institucional.

4.4 Critérios de eleição

4.4.1 Inclusão

- Idade entre 30 e 75 anos;
- Diagnóstico clínico e radiológico de OA do joelho direito; e
- Capacidade de realização de exames com carga axial pelo posicionamento de Rosenberg.

4.4.2 Não inclusão

- Existência de OA secundária (pós-traumática ou inflamatória);
- Comprometimento isolado do compartimento lateral;
- Deformidades acentuadas ($> 15^\circ$ varo/valgo ou flexo $> 5^\circ$);
- Instabilidade ligamentar;
- Fraqueza muscular impeditiva do posicionamento adequado; e
- Gravidez.

4.4.3 Exclusão

- Artefatos radiológicos de confusão (tremor ou presença de implantes metálicos);
- Tomografia inadequada (flexão do joelho e rotação externa do pé fora dos limites estabelecidos para o estudo);
- Radiografia inadequada (sobreposição do platô tibial e cabeça da fíbula fora dos limites estabelecidos para o estudo; descentralização da patela);
- Joelho esquerdo; e
- Incapacidade de realizar a série radiológica completa.

4.5 Estudo-piloto

Foram avaliados 38 joelhos, em duas etapas, de forma a determinar e padronizar o correto posicionamento para obtenção das imagens e a forma de obtenção das variáveis quantitativas. Durante essas etapas, foi realizada a comparação da reprodutibilidade de aferição inter e intraobservador de diferentes variáveis quantitativas. A primeira etapa foi realizada com 10 pacientes (20 joelhos), para medidas radiográficas em múltiplos posicionamentos; e a segunda etapa, com nove pacientes (18 joelhos), para análise radiográfica e tomográfica.

Na primeira etapa, foram utilizadas imagens radiográficas em diferentes métodos de posicionamento (sem carga, carga unipodal e carga bipodal Rosenberg), sendo avaliadas medidas do EA segundo o método de Ravaud¹⁰.

Na segunda etapa, foram utilizadas imagens radiográficas no posicionamento de Rosenberg e imagens tomográficas por WBCT em posição ortostática (modelo LineUP, CBCT) e diferentes posicionamentos (extensão e semiflexão do joelho conforme Rosenberg). Nessa etapa, foram avaliadas três variáveis quantitativas:

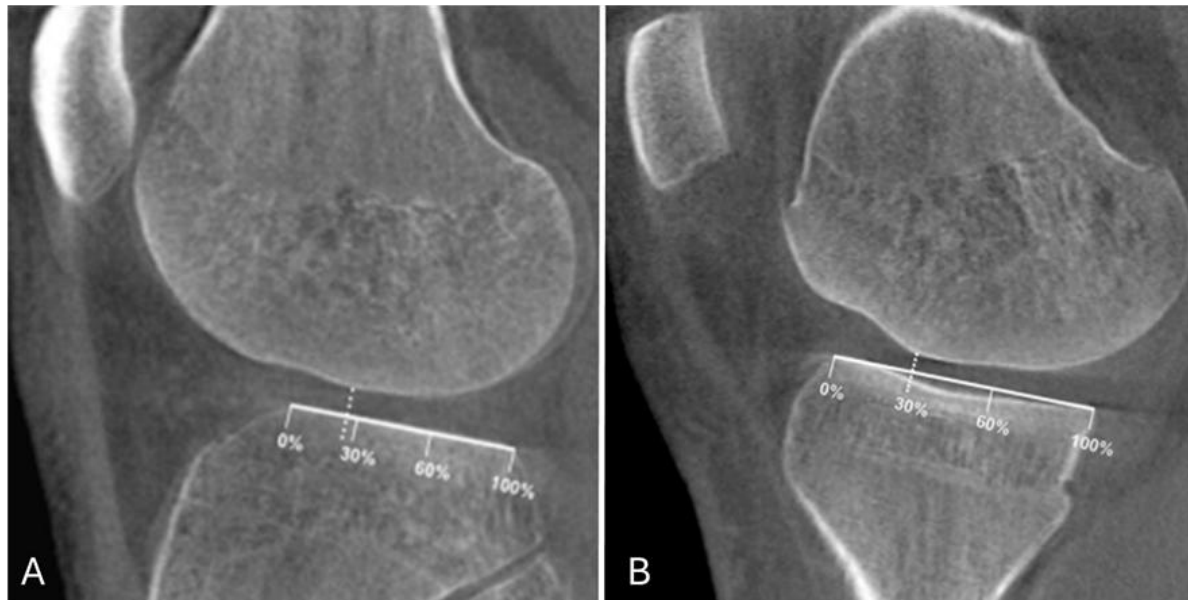
- Ponto de contato tibiofemoral: em percentual do comprimento do planalto tibial, medido em cortes sagitais em extensão e semiflexão;
- Ângulo de torção do joelho: eixo transversal posterior; e
- Espaço articular: método de Ravaud e método do menor EA.

A avaliação interobservador foi realizada por dois examinadores (um ortopedista e um radiologista), enquanto a avaliação intraobservador foi realizada com intervalo entre medidas de 60 dias pelo autor do estudo.

4.5.1 Avaliação do ponto de congruência articular tibiofemoral

O ponto de congruência tibiofemoral, ou PC tibiofemoral, é uma variável avaliada nos cortes sagitais da TC. Ele é determinado pela distância entre o menor EA e a borda anterior do planalto medial em relação à superfície total do planalto tibial (**Figura 5**). Sua medida pode ser estabelecida em porcentagem ou em decís^{69,70}.

Figura 5 – Ponto de contato tibiofemoral ou ponto de congruência articular. A: Ponto de contato do compartimento lateral em extensão; B: Ponto de contato do compartimento medial em extensão.

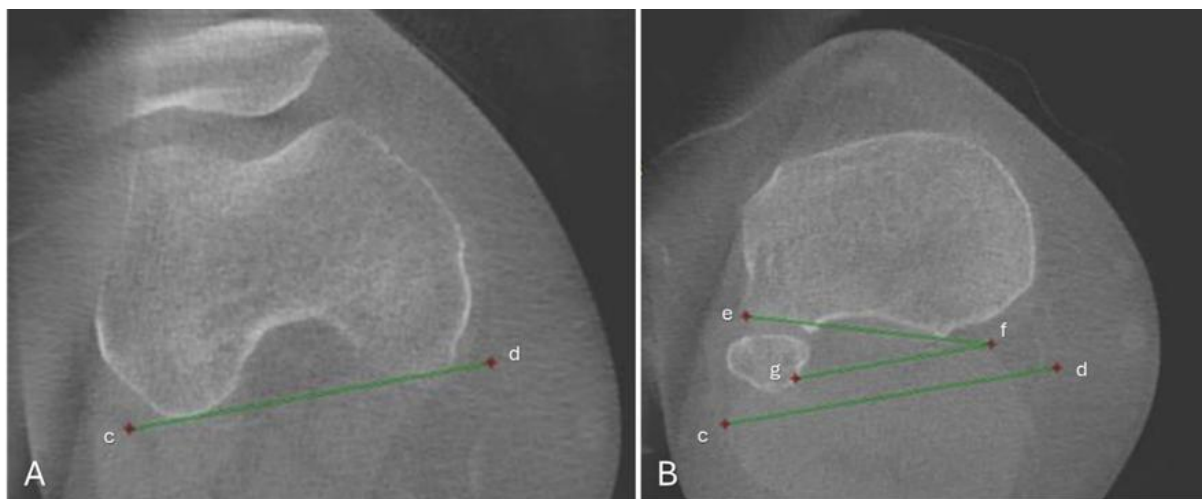


Fonte: Freeman e Pinskerova (2005)⁶⁹.

4.5.2 Avaliação do ângulo de torção do joelho

O ângulo de torção do joelho é uma variável quantitativa avaliada nos cortes axiais da TC. Ele é determinado como uma medida angular através do eixo transverso posterior do joelho (**Figura 6**)^{17,71}.

Figura 6 – Ângulo de torção do joelho definido através do eixo transverso posterior do joelho. Medido entre as tangentes do côndilo femoral (linha cd) e a tangente do platô tibial (linha ef) a 1 cm do ápice da cabeça da fíbula. Descrito em números positivos quando a tíbia se encontra rotada externamente em relação ao fêmur, e números negativos quando a tíbia está rotada internamente.

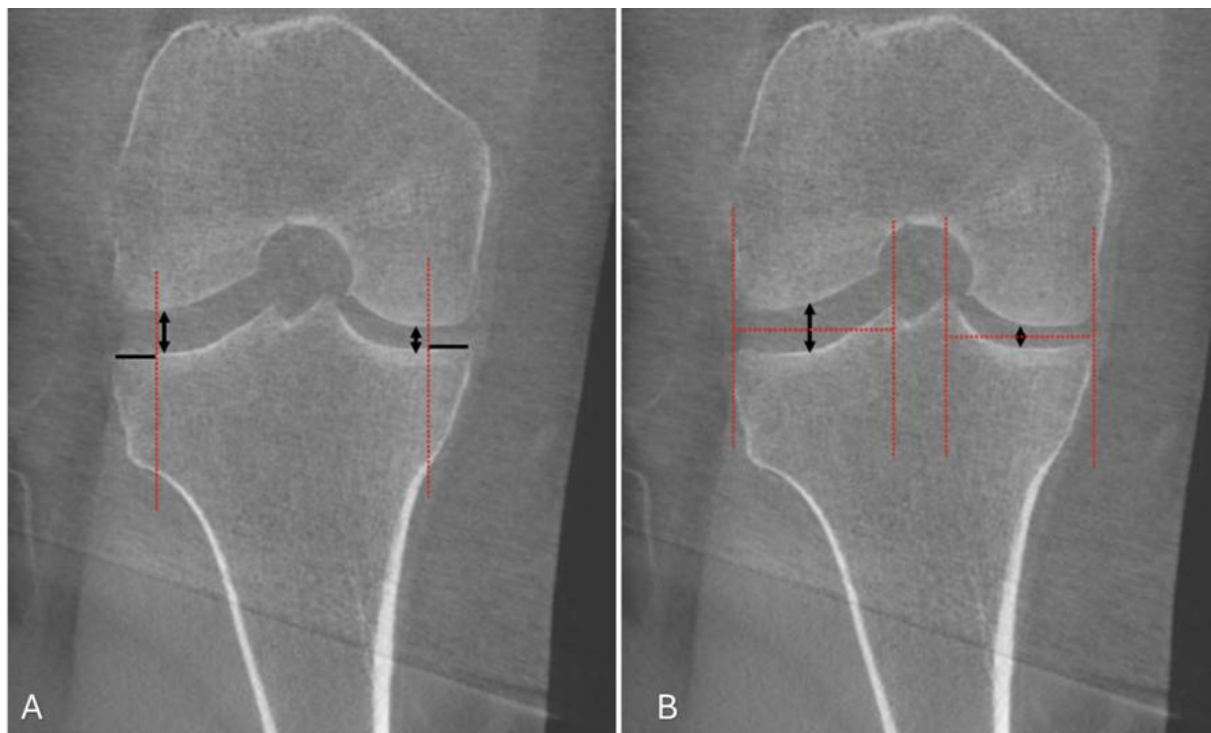


Fonte: Elaborado pelo autor com auxílio software RadiAnt DICOM.

4.5.3 Avaliação do espaço articular

O EA foi avaliado em milímetros por dois métodos distintos: segundo o espaço médio do platô tibial (método de Ravaut) e pelo método de menor distância, distando pelo menos 1 cm da borda externa do planalto tibial (**Figura 7**).

Figura 7 – Métodos tomográficos de medição do espaço articular do joelho. A: Método do menor espaço articular, distando pelo menos 1 cm de distância da borda do planalto tibial (linha horizontal preta); e B: Método de Ravaud modificado – ponto médio entre a espinha tibial e a borda externa do platô tibial.



Fonte: Elaborado pelo autor com auxílio software RadiAnt DICOM.

Com base nos resultados preliminares do estudo-piloto das medidas tomográficas do EA e em sua baixa reprodutibilidade inter e intraobservador, foi necessário realizar uma padronização da reformatação multiplanar adequada para a análise. Devido à tridimensionalidade da WBCT, o ponto de análise no corte coronal deve ser ajustado conforme seu alinhamento entre planos (torção femoral e slope tibial) e posicionamento adequado de medição (PC tibiofemoral).

Dessa forma, testes relacionados ao PC tibiofemoral foram realizados de forma a padronizar o melhor ponto tomográfico para análise do EA, sendo realizadas avaliações para o compartimento lateral e para o compartimento medial em três posições distintas de reformatação multiplanar do PC no corte coronal: terço anterior; terço médio; e terço posterior do planalto tibial (respectivamente P33, P50 e P66).

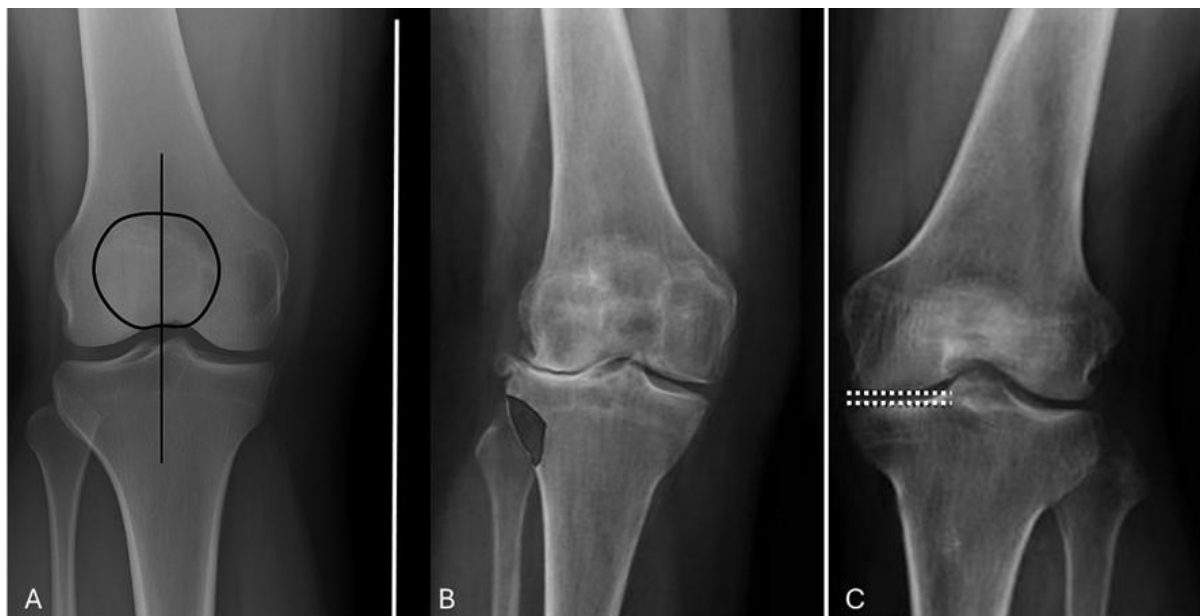
4.6 Avaliação por imagem

4.6.1 Radiografias

Os pacientes selecionados foram submetidos à radiografia posteroanterior conforme descrito por Rosenberg, com carga bipodal e joelhos semifletidos entre 30° e 45°, pés em rotação neutra, feixe inclinado 10° em direção caudal, centrado no polo inferior da patela.

Todas as imagens foram avaliadas quanto a critérios de qualidade, como sobreposição da linha articular, centralização da patela e sobreposição da cabeça da fíbula (Figura 8).

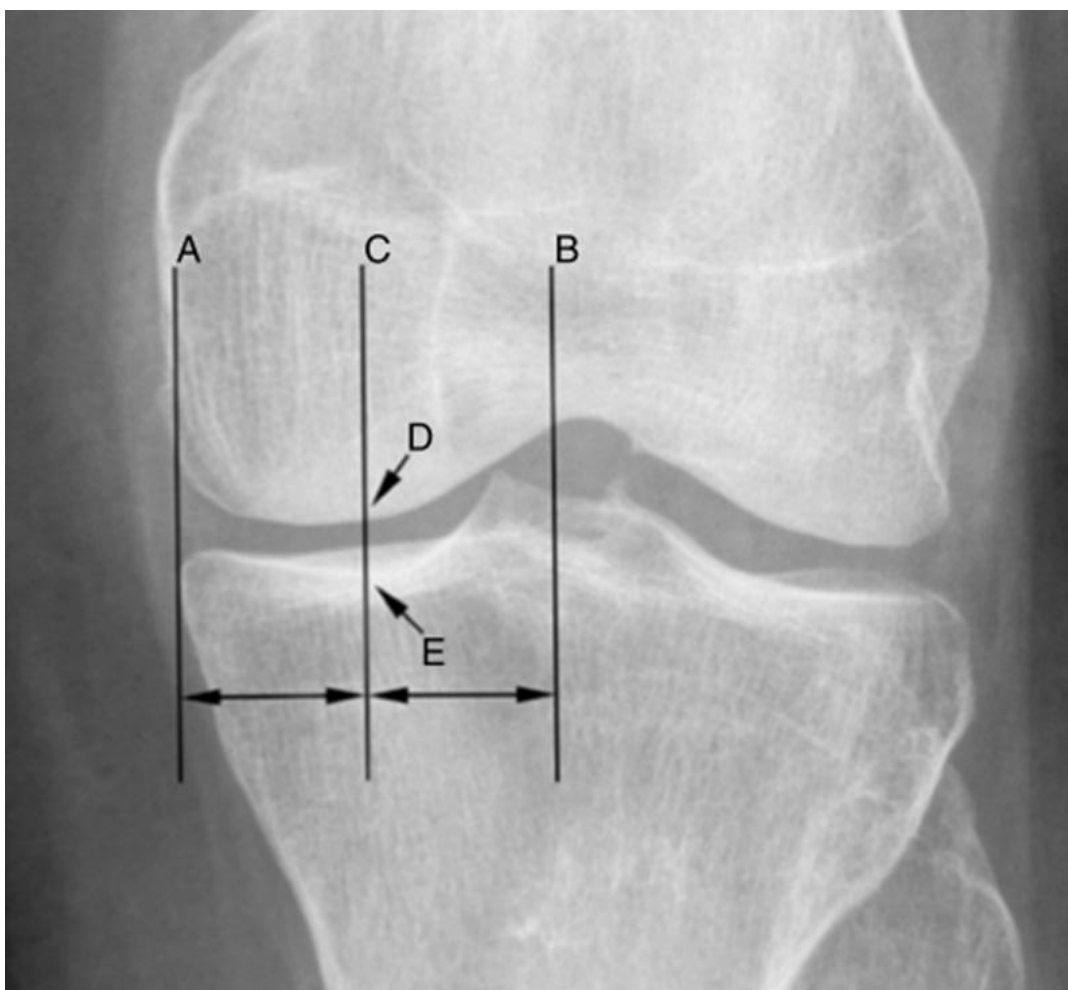
Figura 8 – Critérios de qualidade de obtenção de imagens radiográficas do joelho. A: Patela centrada entre espaço interespinal; B: Sobreposição da cabeça da fíbula de, no máximo, 1 cm; e C: Distância de sobreposição das linhas do planalto tibial anterior e posterior de, no máximo, 1,5 mm.



Fonte: Acervo do Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP.

Todas as imagens selecionadas para o estudo final foram submetidas à aferição do EA medial e lateral conforme método descrito por Ravaud et al. (1999)¹⁰ e sua modificação, por medidas do ponto médio entre espinha tibial e borda externa do planalto tibial (**Figura 9**).

Figura 9 – Método de medição do espaço articular do joelho segundo Ravaud. Linha C: ponto médio entre as linhas interespinhal (B) e tangente da borda externa do platô tibial (A). A medida do espaço articular corresponde à distância entre as letras D e E. Observar o ponto E como a linha mais inferior quando ocorre sobreposição das linhas anterior e posterior do planalto tibial.



Fonte: Ravaud et al. (1999)¹⁰.

Conforme a figura destaca, em casos nos quais não há sobreposição das linhas do platô tibial, a distância do EA é realizada pelo ponto mais distante/inferior do platô tibial e a superfície do côndilo medial.

4.6.2 Tomografias

O estudo foi realizado com o equipamento LineUP (CurveBeam AI, Hatfield, PA, EUA), com rotação de 220° e aquisição de 600 cortes em 18 segundos a 20 segundos. Foram obtidas imagens em cortes finos (0,3 mm) em extensão e em semiflexão de Rosenberg, nos planos coronal, sagital e axial (**Figura 10**).

Figura 10 – Posicionamento do paciente na tomografia com carga. A e C: Posicionamento em extensão com carga bipodal; B e D: semiflexão.



Fonte: Acervo do próprio autor editadas com auxílio de inteligência artificial (Chat GPT plus).

Para a obtenção das imagens em semiflexão, foi utilizado carga bipodal, com posição do pé em neutro ou leve rotação externa, e ângulo de flexão de 30° a 45° (Tabela 3).

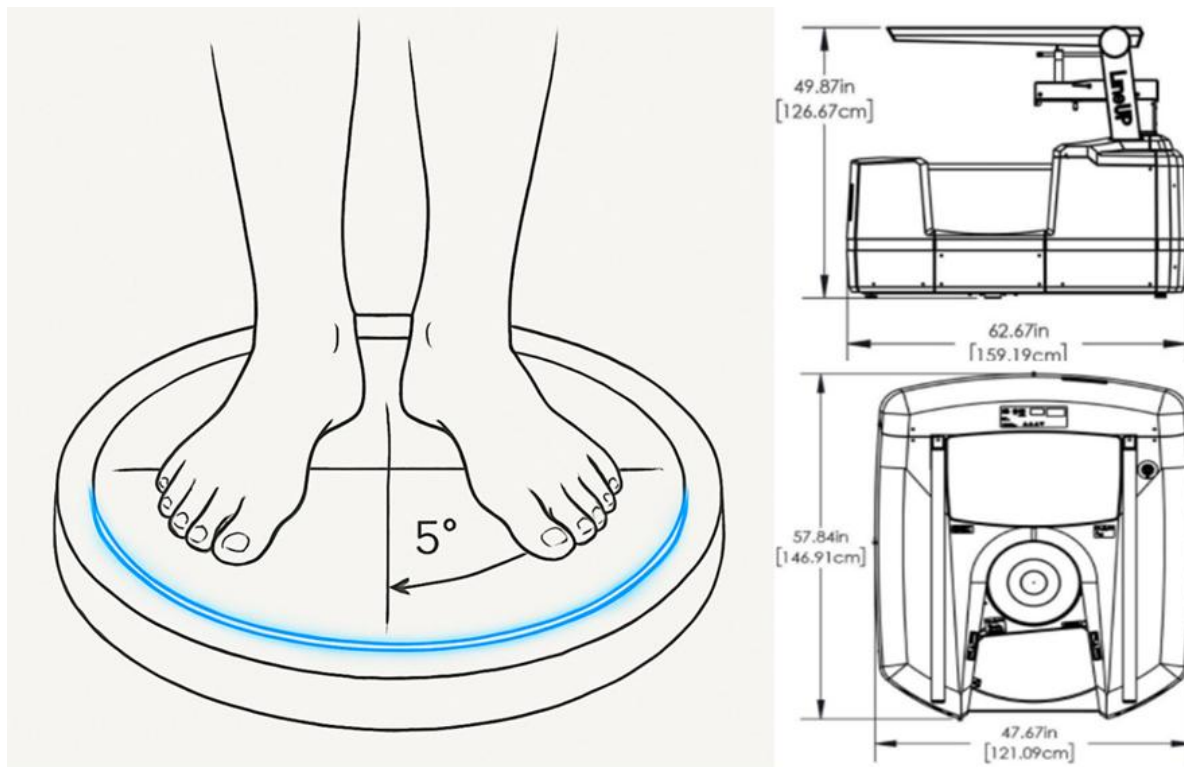
Tabela 3 – Padronização do posicionamento de Rosenberg na tomografia com carga em feixe cônico.

Parâmetros de posicionamento do paciente	
Carga	Bi podálica
Posição do pé	Neutro a 5 graus de rotação externa
Ângulo de flexão do joelho	30 a 45 graus de flexão
Ambos os joelhos	Posicionado de forma simétrica

Fonte: Elaborado pelo autor

A tolerância do posicionamento do pé em rotação externa quando comparado à radiografia de Rosenberg, em apenas neutro, deve-se a desafios não encontrados na avaliação radiográfica. Apesar do tempo de obtenção de imagem reduzido (20 segundos), a semiflexão mantida durante esse período em pacientes com AO do joelho sintomática pode causar artefatos por movimentação excessiva do paciente. De forma a obter imagens com melhor qualidade, a rotação externa do pé de até 5° aumenta a qualidade das imagens obtidas. No entanto, valores acima de 5° devem ser evitados de forma a não alterar as medidas do EA medial (**Figura 11**).

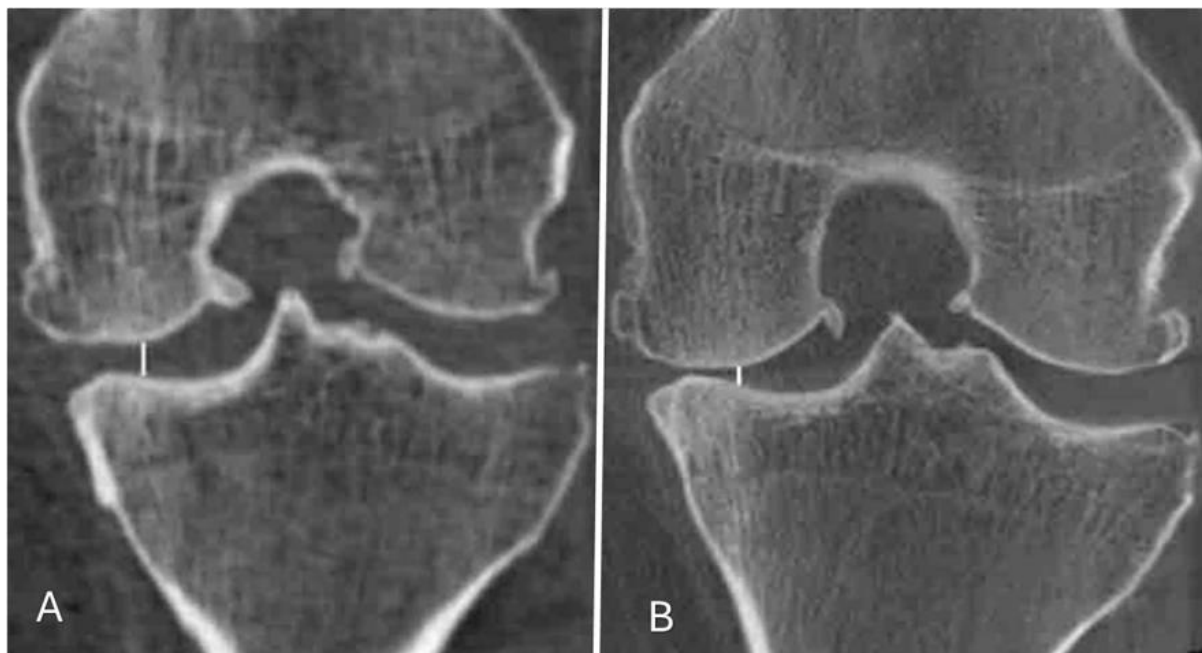
Figura 11 – Representação fictícia do posicionamento do paciente com rotação externa do pé de até 5°. Dimensões do modelo LineUp da tomografia de feixe cônico Curvebeam e modelo da plataforma de apoio.



Fonte: Acervo do Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP.

Apesar de a imagem radiográfica ser bidimensional, a sobreposição de imagens permite uma avaliação completa do EA em uma única imagem. A capacidade da reconstrução tridimensional na TC por cortes finos pode levar a erros de dimensionamento do EA se medida fora da reformatação multiplanar adequada (**Figura 12**).

Figura 12 – Imagens tomográficas do joelho de um mesmo paciente demonstrando o espaço articular (linha branca) com medidas distintas devido a mudanças da formatação multiplanar de análise. A: Medida sem correção do eixo de rotação e ponto de congruência tibiofemoral; B: Medida com correção do eixo de rotação e ponto de congruência.

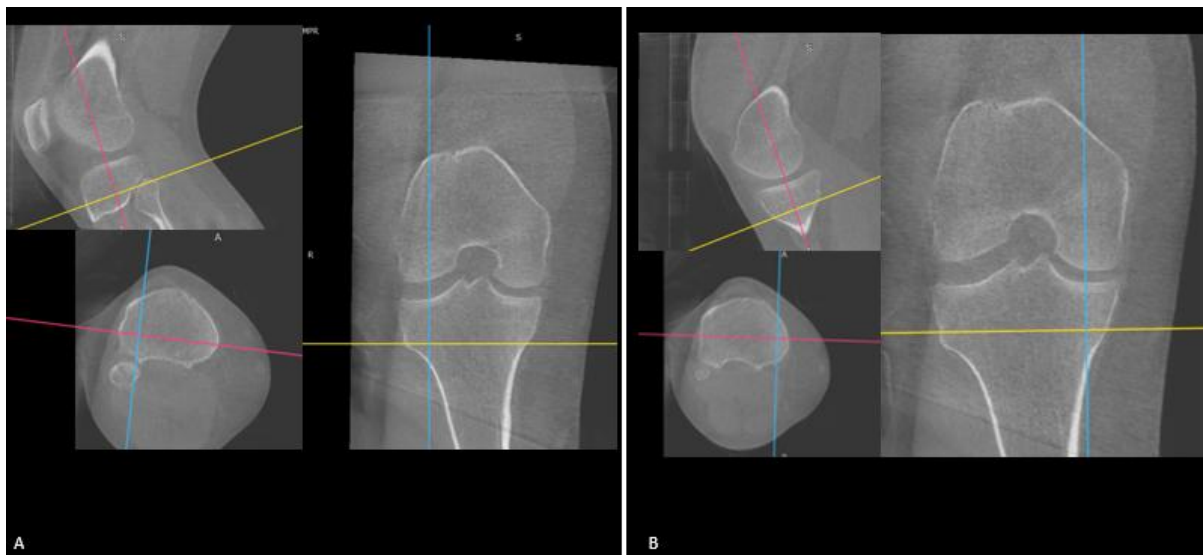


Fonte: Acervo do Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP.

A avaliação do EA em exames tomográficos torna-se, portanto, um verdadeiro desafio de padronização e reprodutibilidade para pesquisas futuras devido às infinitas possibilidades de formações possíveis de serem utilizadas. Padronizar a forma correta de reconstruir a formatação multiplanar e o alinhamento adequado dos eixos é essencial para uma avaliação padronizada do EA.

A reformatação multiplanar adequada deve identificar uma verdadeira visão coronal da articulação ao mesmo tempo em que realiza o alinhamento do eixo de rotação tibiofemoral e o alinhamento do slope tibial. Além do alinhamento adequado, o posicionamento do corte coronal deve estar em concordância com a janela do PC tibiofemoral do corte sagital. Dessa forma, evita-se distorções de magnificação ou subestimação das medidas do EA pela TC (**Figura 13**).

Figura 13 – Demonstração da reformatação multiplanar por software Radiant e projeções de linhas entre as diferentes janelas para análise do espaço articular medial (B) e lateral (A). Ambas as imagens demonstram o alinhamento e posicionamento da reformatação multiplanar do corte ideal de avaliação da medida do espaço articular.



Fonte: Elaborado pelo autor

Todas as imagens analisadas foram selecionadas utilizando como critérios de qualidade de imagem tomográfica: a ausência de artefatos metálicos ou de movimento nas imagens obtidas, ângulo de flexão adequado entre 30° e 45° graus, reformatação multiplanar individualizada a cada caso conforme parâmetros de torção femoral, slope tibial e PC tibiofemoral.

4.7 Análise estatística

As variáveis quantitativas foram analisadas com o auxílio de softwares estatísticos, como o IBM SPSS Software (IBM Corporation, Armonk, NY, EUA), e aplicativos de computação, como o Microsoft Excel 365, Windows 11 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, EUA).

A reprodutibilidade da aferição foi verificada com o coeficiente de correlação intraclasse (ICC, na sigla em inglês). A comparação entre as variáveis obtidas pelos

diferentes métodos de obtenção de imagem e posicionamentos utilizou o teste t pareado, o teste de Wilcoxon e análise de variância (ANOVA), com significância estatística estabelecida em 5%.

A validação da concordância entre os diferentes métodos de obtenção de imagem quanto à sua precisão e acurácia foi conduzida pelo teste de Bland-Altman, combinado com a análise da relação sistemática entre ambos, realizada por uma regressão linear capaz de analisar a existência de possível viés de tendência de aferição⁷².

Ao final do estudo, uma análise estatística exploratória foi realizada através da curva característica de operação do receptor (curva ROC, na sigla em inglês) com todas as diferentes variáveis quantitativas analisadas no estudo e sua capacidade diagnóstica discriminatória entre os graus de OA leve e grave do joelho (excluídos casos moderados).

5 RESULTADOS

5. RESULTADOS

5.1 Dados gerais

Foram avaliados 10 pacientes na primeira etapa do estudo-piloto, nove pacientes na segunda etapa do estudo-piloto e 50 pacientes no estudo final. Após a aplicação dos critérios de inclusão e exclusão, um total de 47 joelhos direitos foram analisados, sendo divididos em três grupos conforme gravidade da OA do joelho avaliada por uma junta de especialistas (dois ortopedistas e um radiologista), com avaliação de 18 casos leves, 14 moderados e 15 graves (**Tabela 4**).

Tabela 4 – Características dos grupos conforme gravidade da osteoartrite.

Leve	Moderada	Grave
Ahlback 1	Ahlback 2 e 3	Ahlback 4 e 5
Kellgren Lawrence 1	Kellgren Lawrence 2	Kellgren Lawrence 3 e 4
Dejour 1	Dejour 2 e 3	Dejour 4

Fonte: Elaborado pelo autor

Durante o processo de análise da qualidade das imagens, três pacientes (dos 50 previamente avaliados) foram excluídos do estudo, sendo: um excluído por artefato de movimento, devido à incapacidade de manter-se em flexão pelo tempo necessário para a obtenção da imagem; um excluído por artefato metálico em imagem não informado previamente ao exame; e um excluído devido a imagens tomográficas com flexão excessiva (acima de 45°).

As características anatômicas e demográficas dos pacientes avaliados encontram-se nas **Tabelas 5 e 6**.

Tabela 5 – Dados demográficos dos pacientes.

Dados demográficos			
	Leve	Moderado	Grave
Idade média	42,9 (30 - 72)	52,8 (33 - 67)	56,93 (36 - 70)
Sexo	10 H / 8 M	7 H / 7 M	8 H / 7M

Fonte: Elaborado pelo autor

H: Homen; M: Mulher

Tabela 6 – Dados descritivos do espaço articular dos pacientes em relação aos diferentes métodos de avaliação.

Paciente	Gravidade	Sexo	Idade	TC feixe cônico em extensão		TC feixe cônico em flexão		Rosenberg	
				EA medial	EA lateral	EA medial	EA lateral	EA medial	EA lateral
1	leve	homem	55	6,72	7,28	6,43	6,18	2,26	6,08
2	leve	homem	55	7,68	5,86	6,28	5,13	6,77	5,39
3	leve	homem	31	6,65	5,7	6,31	7,69	10	11,2
4	leve	homem	31	7,05	5,77	6,32	7,89	9,15	10,5
5	leve	mulher	68	5,66	3,96	5,55	8,23	8,21	6,21
6	leve	mulher	68	5,67	4,15	3,91	8,43	7,01	7
7	leve	homem	31	5,78	5,38	5,69	8,88	7,79	10,5
8	leve	homem	31	6,3	5,39	6,14	11,1	8,24	10,5
9	leve	homem	30	5	4,43	4,02	7,86	7,74	9,13
10	leve	homem	30	6,75	4,23	4,22	8,38	7,96	9,39
11	leve	homem	47	8,17	6,85	6,89	8,21	9,06	9,82
12	leve	homem	47	7,99	6,47	7,28	8,56	9,06	10,1
13	leve	mulher	72	5,46	6,47	4,85	7,22	6,16	6,15
14	leve	mulher	72	4,61	6,02	5,75	4,31	5,64	6,17
15	leve	mulher	41	5,18	5,29	3,99	6,39	6,87	8,44
16	leve	mulher	56	6,48	5,75	5,39	8,19	6,41	8
17	leve	mulher	51	6,16	7,02	4,75	6,68	8,57	9,68
18	leve	mulher	41	7,61	5,92	6,85	6,42	8,2	9,65
19	moderado	mulher	46	4,72	6,63	3,96	9,38	3,36	6,76
20	moderado	mulher	46	5,41	8,03	4,58	8,55	4	6,74
21	moderado	homem	33	5,79	5,61	4,49	6,9	6,33	7,07
22	moderado	mulher	51	8,36	6,37	6,96	4,78	9,36	10
23	moderado	mulher	57	5,03	4,59	5,2	5,2	4,39	5,05
24	moderado	homem	59	5,04	6,94	5,47	8,66	7,19	10,2
25	moderado	homem	59	6,09	5,87	6,01	9,29	8,91	8,17
26	moderado	mulher	66	3,21	6,07	3,84	6,21	2,29	7,1
27	moderado	mulher	66	3,4	5,9	3,63	6,25	3,66	6,18

Continua

Continuação									
Paciente	Gravidade	Sexo	Idade	TC feixe cônico em extensão		TC feixe cônico em flexão		Rosenberg	
				EA medial	EA lateral	EA medial	EA lateral	EA medial	EA lateral
28	moderado	homem	64	1,83	5,16	1,4	3,96	0,77	6,15
29	moderado	homem	65	7,2	7,2	5,19	6,97	9,73	10,5
30	moderado	homem	62	7,44	6,59	6,91	7,42	7,7	8,41
31	moderado	homem	62	7,67	6,8	5,68	8,89	8,17	9,82
32	moderado	mulher	56	6,47	6,69	7,58	5,9	6,62	9,46
33	grave	homem	68	2,7	3,76	3,46	2,01	2,55	5,54
34	grave	homem	68	6,01	0,96	6,94	0,77	7,12	1,96
35	grave	mulher	57	6,69	1,71	5,87	2,33	1,85	0
36	grave	mulher	61	3,42	0,86	4,12	2,15	0	0
37	grave	mulher	61	1,07	7,06	1,97	6,86	0	4,58
38	grave	homem	64	1,53	4,65	0,86	5,05	0	5,11
39	grave	mulher	64	0,59	1,47	1,76	1,76	1,24	4,32
40	grave	mulher	64	2,2	2,35	2,05	3,32	0	2,27
41	grave	mulher	64	2,06	7,93	0,83	6,52	2,62	6,74
42	grave	mulher	64	2,71	7,13	4,89	7,17	3,92	6,95
43	grave	homem	70	1,94	4,21	0	3,5	0	3,86
44	grave	mulher	67	2,91	8,25	2,14	7,28	1,84	7,29
45	grave	mulher	67	4,86	7,92	2,78	6,21	5,71	6,67
46	grave	homem	36	7,71	3,96	2,01	6,44	6,35	5,13
47	grave	homem	36	8,37	4,59	5,47	4,03	8,3	4,59

Fonte: Elaborado pelo autor

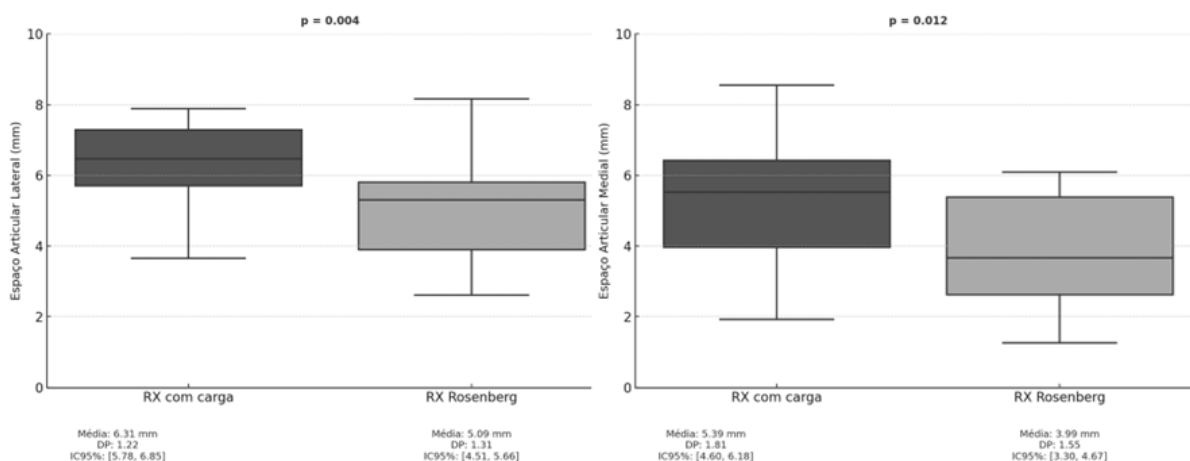
TC: Tomografia computadorizada; EA: Espaço articular

5.2 Estudo-piloto

5.2.1 Radiografias

A comparação entre os métodos de avaliação radiográfica (anteroposterior com carga convencional e posteroanterior com carga de Rosenberg) revelou diferenças estatisticamente significativas no EA do joelho, tanto no compartimento medial quanto no lateral. No compartimento lateral, a radiografia com carga convencional em extensão do joelho apresentou uma média de 6,31 mm (DP 1,22; IC95%: 5,78-6,85), enquanto a incidência de radiografia de Rosenberg demonstrou uma média inferior, de 5,09 mm (DP 1,31; IC95%: 4,51-5,66), com $p = 0,004$. Já no compartimento medial, as médias foram de 5,39 mm (DP 1,81; IC95%: 4,60-6,18) para a radiografia com carga convencional em extensão do joelho, e de 3,99 mm (DP 1,55; IC95%: 3,30-4,67) para a radiografia de Rosenberg, com $p = 0,012$ (**Gráfico 1**).

Gráfico 1 – Média e desvio padrão dos achados do espaço articular lateral e medial comparados entre os métodos radiográficos com carga em extensão e com carga em flexão (Rosenberg).

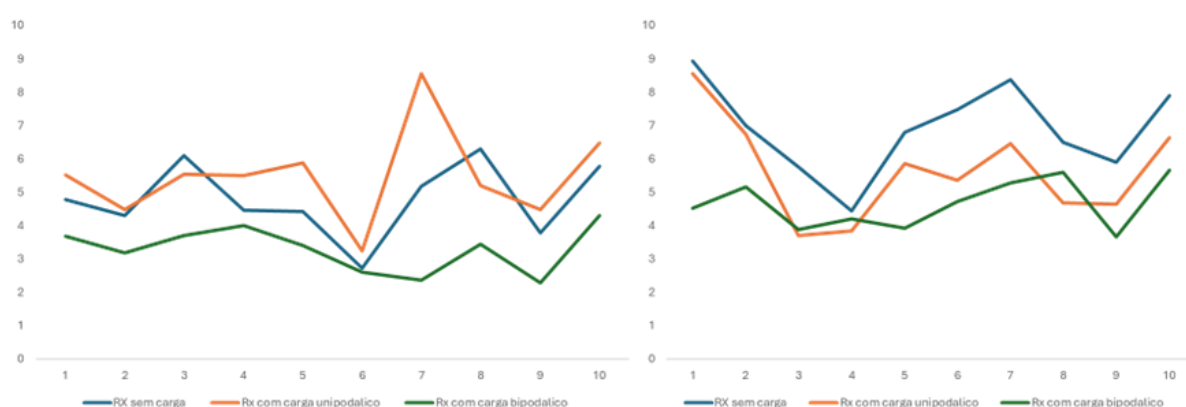


Fonte: Elaborado pelo autor

A flexão do joelho associada à carga axial bipodal (Rosenberg tradicional) pode favorecer a compressão do compartimento medial, aumentando a sensibilidade para

o estreitamento articular; enquanto a radiografia com flexão e carga unipodal (Rosenberg modificado) apresenta possíveis interferências da análise quando observadas as medidas do EA lateral (**Gráfico 2**).

Gráfico 2 – Avaliação do espaço articular lateral e medial avaliado por meio de radiografias sem carga (linha azul) e com carga pelo método de Rosenberg. Comparação entre o posicionamento de Rosenberg com carga unipodal (linha laranja) e com carga bipodal (linha verde).



Fonte: Elaborado pelo autor

Tais resultados indicam que a radiografia de Rosenberg com carga bipodal (método tradicional) tende a evidenciar menor EA, especialmente no compartimento medial, o que está em consonância com o padrão mais frequente de acometimento na OA femorotibial e com a literatura, que utiliza esse método de imagem como o padrão-ouro para avaliação de joelhos osteoartrosicos.

5.2.2 Tomografias

Durante a avaliação do ICC e a correlação linear dos diferentes métodos de avaliação do EA e do ângulo de torção do joelho, podemos observar que as medidas realizadas pelo método do espaço médio de Ravaud e pelo ângulo transversal posterior possuem maior ICC inter e intraobservador, sendo estes definidos como métodos padrão para análise do estudo (**Tabelas 7, 8 e 9**).

Tabela 7 – Coeficiente de correlação intraclass do eixo transversal posterior e sua avaliação do ângulo de torção do joelho.

	Avaliadores		CCI	IC 95%		Repetibilidade
	Af. 1 (N=20)	Af. 2 (N=20)		Inferior	Superior	
Média ± DP	13,33 ± 5,97	13,34 ± 6,78				
Mediana (p25; p75)	13 (8,6; 15,2)	11,7 (8,8; 14)	0,966	0,964	0,968	3,4
	Ex. 1 (N=20)	Ex. 2 (N=20)				
Média ± DP	13,34 ± 6,78	13,79 ± 6,55				
Mediana (p25; p75)	11,7 (8,8; 14)	13,2 (8,9; 15,54)	0,972	0,971	0,973	2,97

Fonte: Elaborado pelo autor

CCI: Coeficiente de correlação intraclass; IC: Intervalo de confiança; AF Aferição; EX: Examinador

Tabela 8 – Coeficiente de correlação intraclass da avaliação do espaço articular pelo método de Ravaut na tomografia.

	Avaliadores		CCI	IC 95%		Repetibilidade
	Af. 1 (N=20)	Af. 2 (N=20)		Inferior	Superior	
Média ± DP	6,05 ± 1,20	6,11 ± 1,33				
Mediana (p25; p75)	6,31 (5,23; 6,75)	6,33 (4,91; 6,91)	0,93	0,921	0,938	0,93
	Ex. 1 (N=20)	Ex. 2 (N=20)				
Média ± DP	6,11 ± 1,33	6,09 ± 1,10				
Mediana (p25; p75)	6,33 (4,91; 6,91)	6,0 (5,43; 6,76)	0,86	0,824	0,889	1,27

Fonte: Elaborado pelo autor

CCI: Coeficiente de correlação intraclass; IC: Intervalo de confiança; AF Aferição; EX: Examinador

Tabela 9 – Coeficiente de correlação intraclases da avaliação do espaço articular pelo método do menor espaço distando 1 cm da porta lateral do platô tibial.

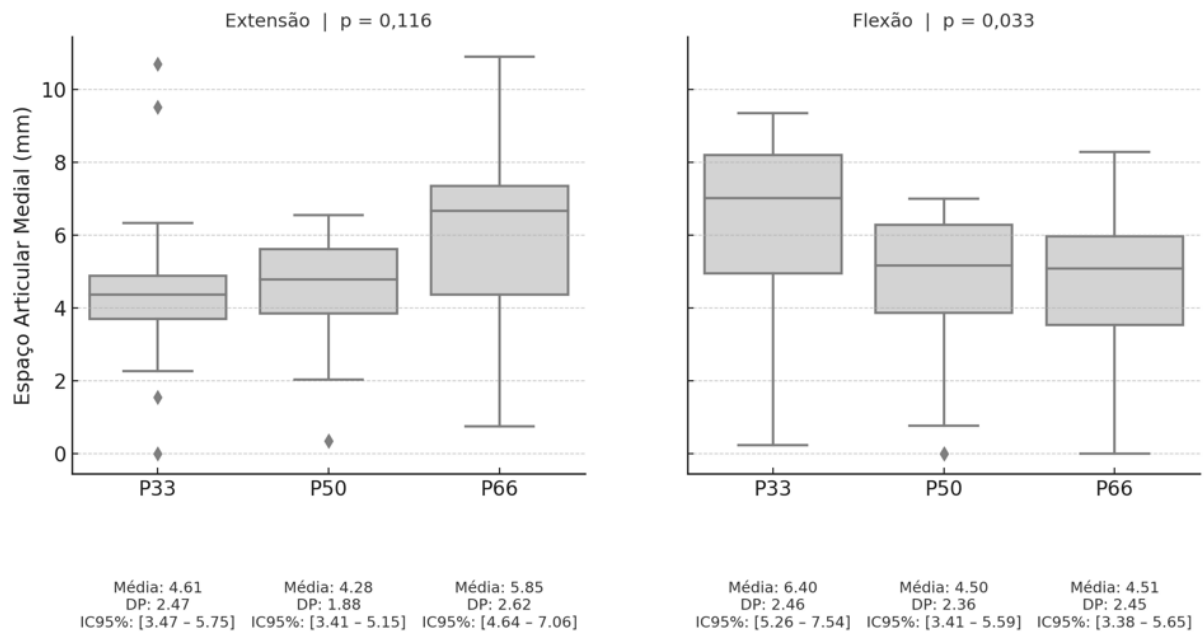
	Avaliadores		CCI	IC 95%		Repetibilidade
	Af. 1 (N=20)	Af. 2 (N=20)		Inferior	Superior	
Média ± DP	5,07 ± 1,06	5,74 ± 1,13	0,746	0,63	0,83	1,54
Mediana (p25; p75)	5,1 (4,64; 5,67)	5,55 (4,97; 6,63)				
	Ex. 1 (N=20)	Ex. 2 (N=20)	0,601	0,272	0,858	2,05
Média ± DP	5,07 ± 1,06	5,25 ± 1,26				
Mediana (p25; p75)	5,1 (4,64; 5,67)	5,42 (4,43; 5,67)				

Fonte: Elaborado pelo autor

CCI: Coeficiente de correlação intraclases; IC: Intervalo de confiança; AF Aferição; EX: Examinador

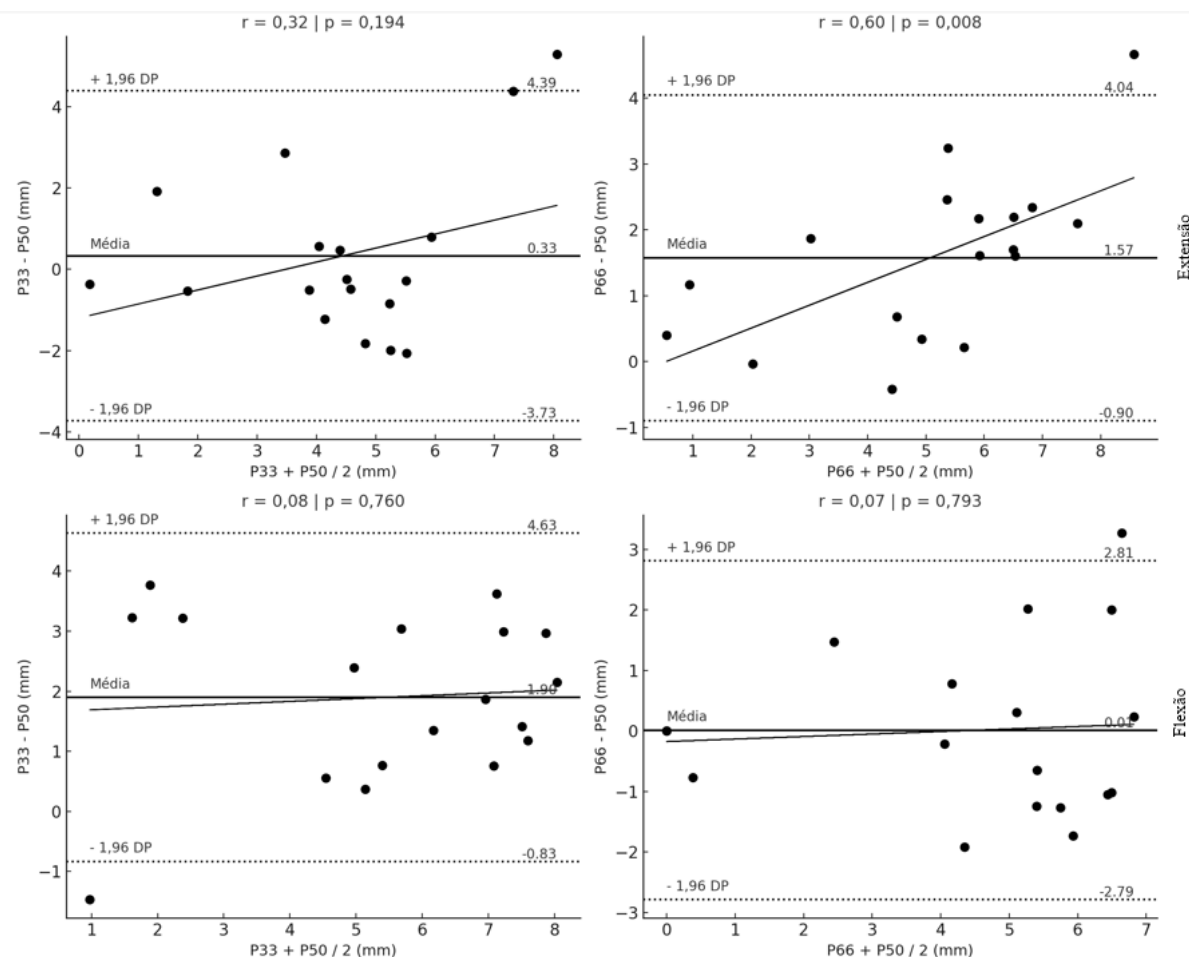
A avaliação do EA do joelho em diferentes localizações sagitais ao longo do platô tibial permite compreender como as variáveis de posicionamento e alinhamento da reformatação multiplanar afetam a mensuração do compartimento articular. No presente estudo, foram comparadas medidas obtidas nos percentis 33 (terço anterior), 50 (ponto médio) e 66 (terço posterior) dos platôs tibiais medial e lateral, utilizando WBCT em extensão e em flexão do joelho. As análises gráficas de *box-plot* e Bland-Altman entre os percentis extremos (P33 e P66) em relação ao ponto médio (P50) forneceram subsídios para avaliar a consistência das medidas ao longo do eixo sagital (**Gráficos 3 e 4**).

Gráfico 3 – Análise do espaço articular medial em relação a diferentes pontos de contato e posicionamentos da reformatação multiplanar (terço anterior, P33; ponto médio, P50; e terzo posterior, P66) na tomografia com carga em extensão e em flexão do joelho.



Fonte: Elaborado pelo autor

Gráfico 4 – Análise de concordância de aferição do espaço articular medial do joelho em diferentes pontos de contato. Gráficos superiores: análise na tomografia em extensão comparando o P33 e o P66 com o P50. Gráficos inferiores: análise na tomografia em flexão comparando o P33 e o P66 com o P50.

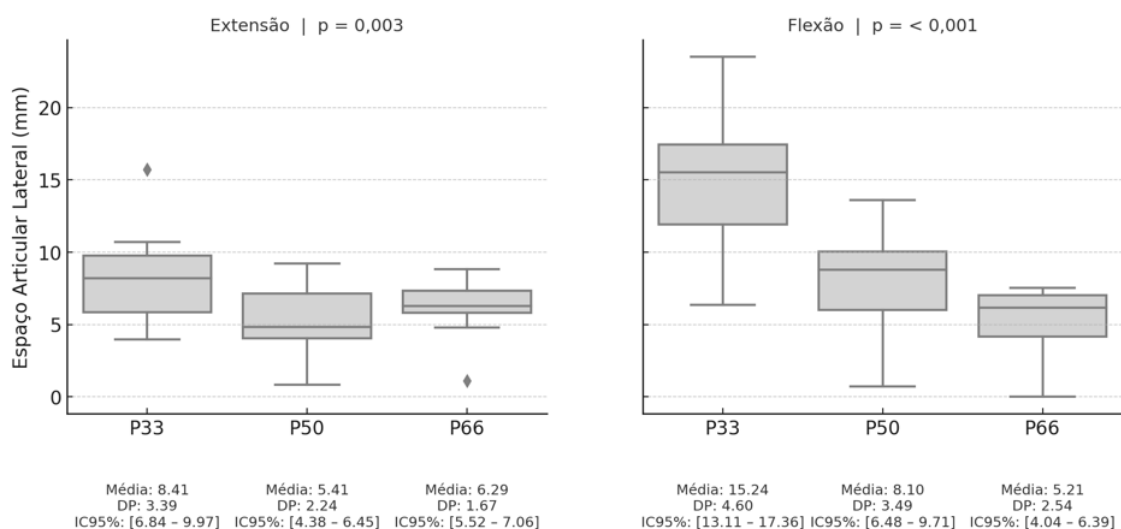


Fonte: Elaborado pelo autor

No compartimento medial, observou-se discreta concordância entre o ponto anterior (P33) e o ponto médio (P50), tanto na extensão quanto na flexão, com correlações fracas e não significativas. O viés médio, porém, foi pequeno, indicando certa homogeneidade das medidas ao longo do eixo anteroposterior nesse compartimento. Em contraste, a comparação entre o ponto posterior (P66) e o ponto médio revelou maior variabilidade, sobretudo na extensão, em que a correlação foi significativa e os limites de concordância mais amplos.

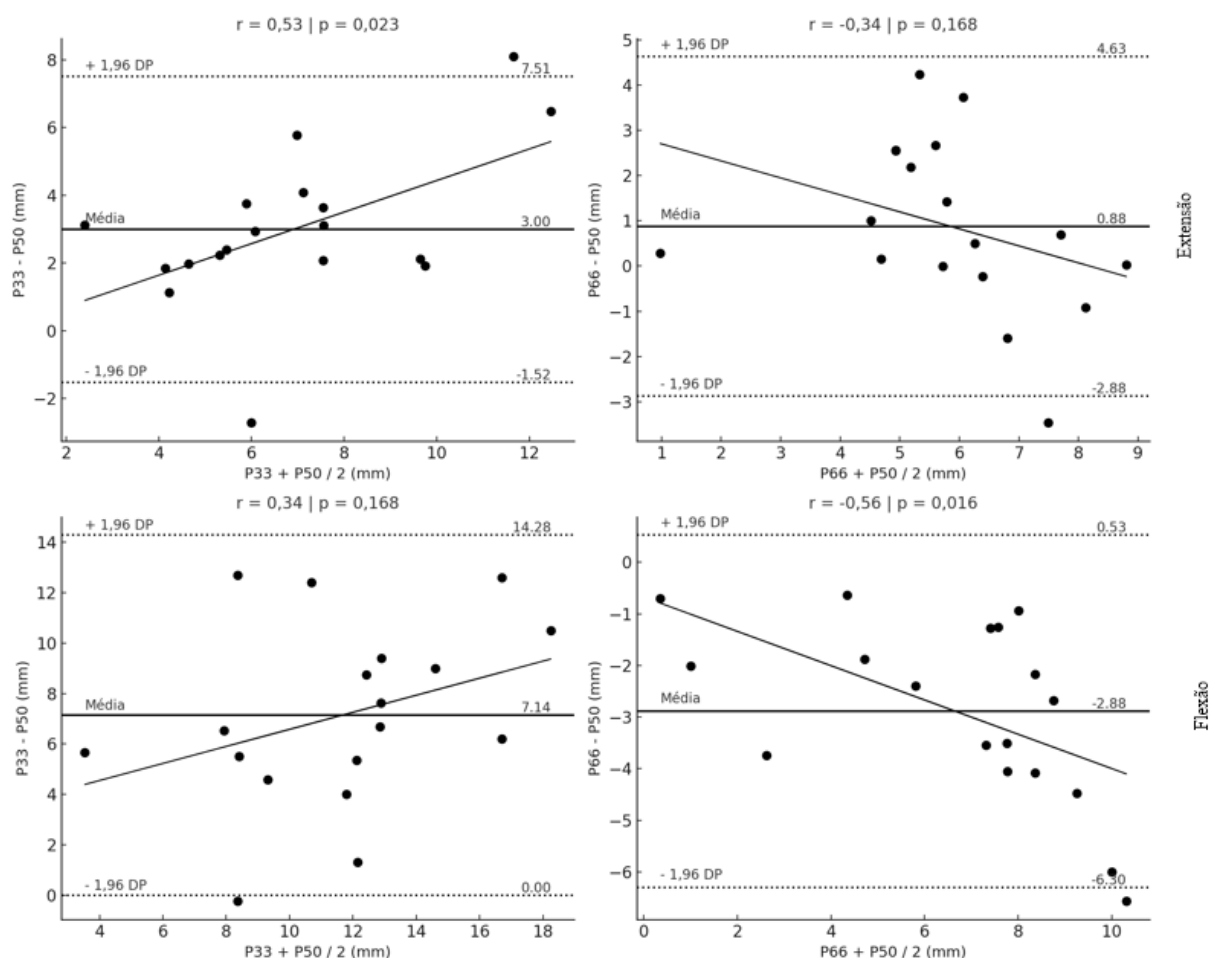
Esses achados podem refletir o aumento progressivo do contato articular medial no sentido posterior, especialmente em joelhos com alterações degenerativas e colapso femorotibial, devendo-se evitar medidas do EA posteriorizadas, principalmente em exames tomográficos posicionados em extensão (**Gráficos 5 e 6**).

Gráfico 5 – Análise do espaço articular lateral em relação a diferentes pontos de contato e posicionamentos da reformatação multiplanar (terço anterior, P33; ponto médio, P50; e terzo posterior, P66) na tomografia com carga em extensão e em flexão do joelho.



Fonte: Elaborado pelo autor

Gráfico 6 – Análise de concordância de aferição do espaço articular lateral do joelho em diferentes pontos de contato. Gráficos superiores: análise na tomografia em extensão comparando o P33 e o P66 com o P50. Gráficos inferiores: análise na tomografia em flexão comparando o P33 e o P66 com o P50.



Fonte: Elaborado pelo autor

No compartimento lateral, a análise entre P33 e P50 na extensão mostrou correlação significativa e viés positivo, sugerindo que o ponto anterior tende a apresentar valores superiores ao ponto médio. A flexão, no entanto, reduziu essa relação, com maior dispersão dos dados e correlação não significativa. Já a comparação entre P66 e P50 no compartimento lateral revelou comportamento oposto: correlação negativa significativa na flexão, com viés negativo e ampla dispersão, indicando que o EA tende a diminuir progressivamente no sentido posterior.

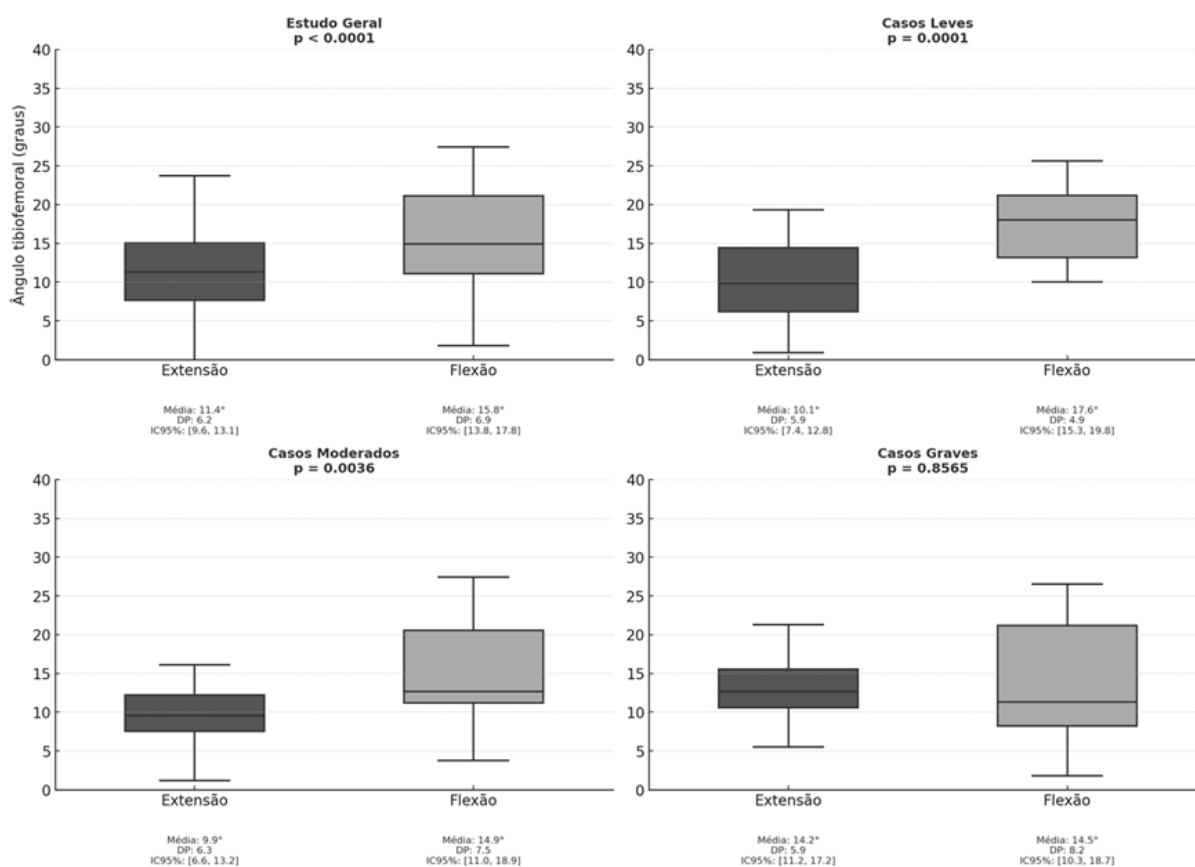
Esses achados ressaltam a influência da posição funcional do joelho na distribuição do contato articular e na mensuração do espaço entre as superfícies articulares. O compartimento medial tende a manter padrão de contato mais homogêneo ao longo do eixo sagital, enquanto o compartimento lateral apresenta maiores variações, possivelmente associadas à inclinação natural do platô tibial lateral e ao movimento de rolamento e deslizamento fisiológico do côndilo do fêmur durante a flexão.

Em conclusão, a variabilidade das medidas do EA ao longo do eixo sagital difere entre os compartimentos do joelho e é modulada pela posição do joelho sob carga. Esses dados reforçam a necessidade de padronização dos pontos de mensuração e da posição articular durante a aquisição das imagens, visando maior reprodutibilidade e confiabilidade nas avaliações estruturais do EA do joelho, principalmente para avaliações do compartimento lateral.

5.3 Resultados do estudo

5.3.1 Ângulo de rotação tibiofemoral

O presente estudo demonstrou que a avaliação do ângulo tibiofemoral por WBCT revela diferenças significativas entre as posições de extensão e flexão do joelho, especialmente nos estágios iniciais e moderados da OA. Na análise geral, observou-se um aumento estatisticamente significativo do ângulo tibiofemoral na posição de flexão ($p < 0,0001$), sugerindo que a flexão do joelho pode expor alterações no alinhamento coronal não evidentes na extensão (**Gráfico 7**).

Gráfico 7 – Avaliação do ângulo de rotação tibiofemoral do joelho.

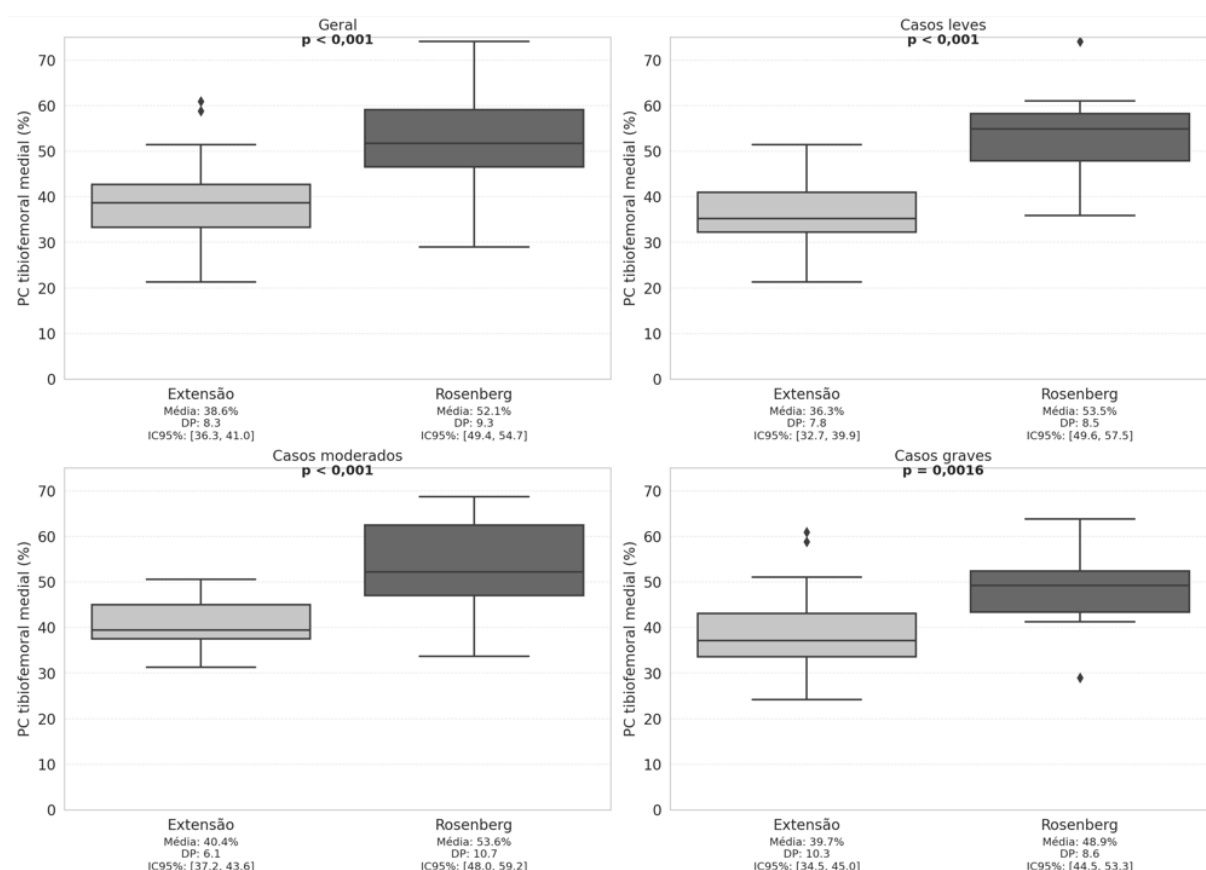
Fonte: Elaborado pelo autor

Ao estratificar os dados conforme a gravidade da OA, verificou-se que, nos casos leves e moderados, houve diferenças significativas entre as posições ($p = 0,0001$ e $p = 0,0036$, respectivamente), indicando que as alterações do ângulo de rotação tibiofemoral do joelho podem ser uma ferramenta sensível para se detectar alterações no alinhamento em estágios menos avançados da doença, com tendência de valores menores em pacientes com AO leve na WBCT em extensão. Por outro lado, nos casos graves, não houve diferença significativa ($p = 0,8565$), possivelmente devido à presença de deformidades estruturais fixas que limitam a variação do alinhamento com a mudança de posição.

5.3.2 Ponto de contato tibiofemoral

A presente análise demonstrou diferenças estatisticamente significativas nos valores do PC tibiofemoral entre as posições de extensão e flexão (técnica de Rosenberg), tanto para o compartimento medial quanto para o lateral do joelho (**Gráfico 8**).

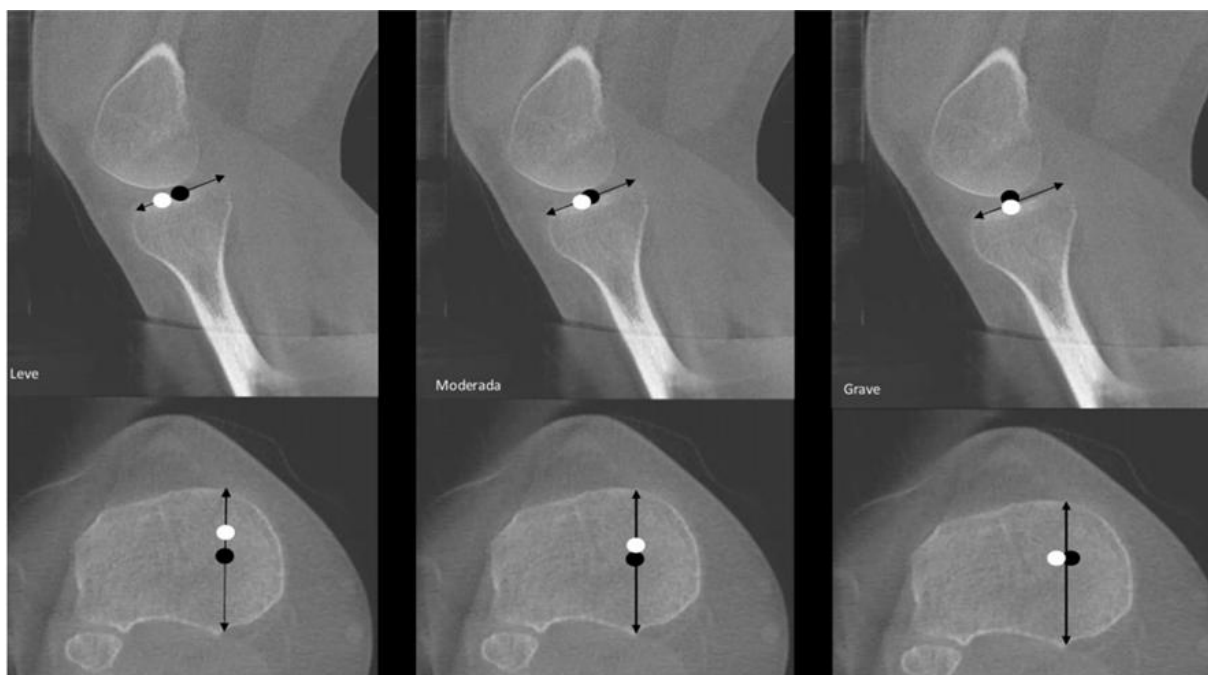
Gráfico 8 – Subgrupos de gravidade da osteoartrite do joelho (leve, moderada, grave e geral) e relação do ponto de contato tibiofemoral medial em comparativo entre métodos de análise por WBCT em extensão e em flexão.



Fonte: Elaborado pelo autor

No compartimento medial, a média do PC em extensão foi de 38,6% (DP 8,3; IC95% 36,2-41,1), enquanto em flexão atingiu 52,1% (DP 9,3; IC95% 49,3-54,8), com diferença significativa ($p < 0,001$) (**Figura 14**).

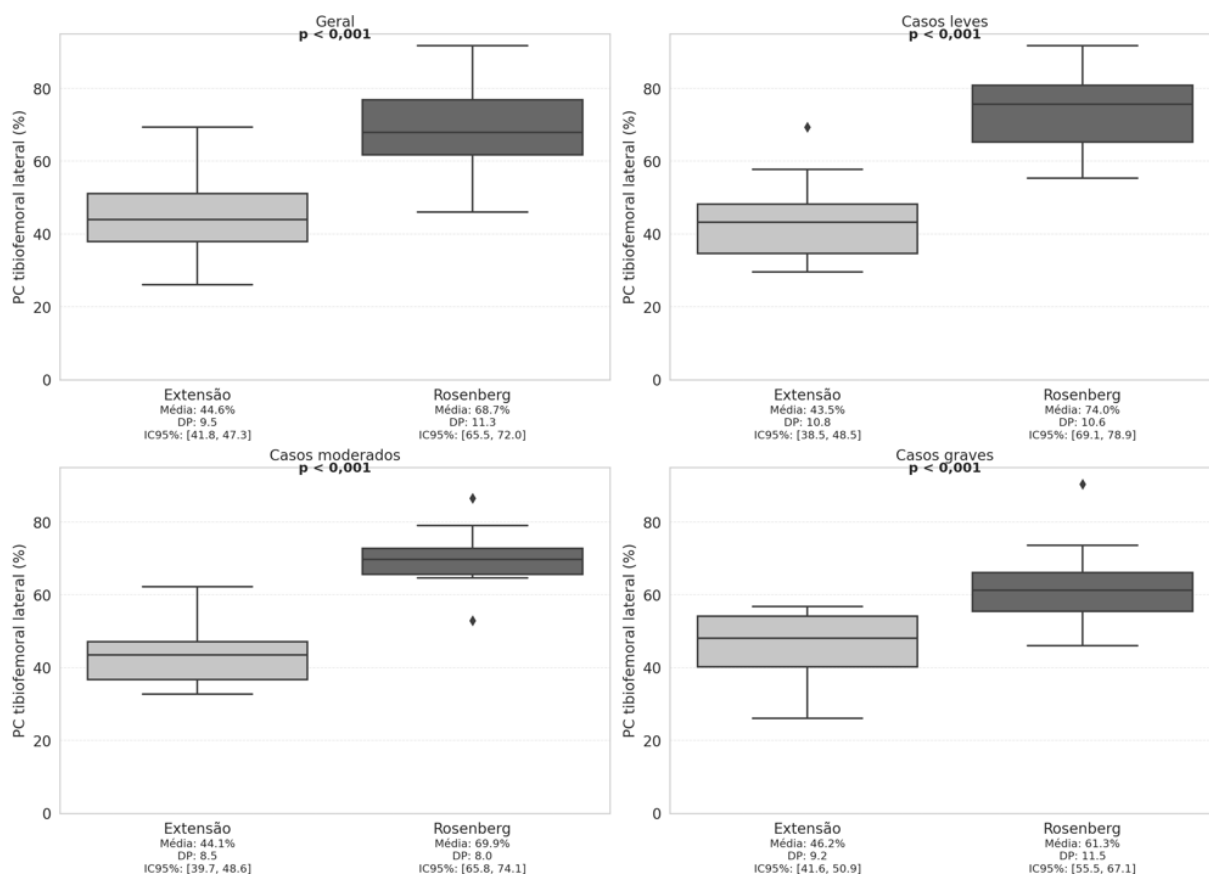
Figura 14 – Imagem do ponto de contato tibiofemoral medial em extensão (bola branca) e em flexão (bola preta) do joelho em comparativo entre os diferentes subgrupos de gravidade da osteoartrite (leve, moderada e grave).



Fonte: Elaborado pelo autor

Ao estratificar os pacientes por gravidade da OA (leve, moderada e grave), observa-se a consistência do comportamento biomecânico, demonstrando uma tendência de PC no compartimento medial mais anterior (menor que ponto médio 50% – P50) e com sobreposição independente do posicionamento do joelho na obtenção da imagem tomográfica (**Gráfico 9**).

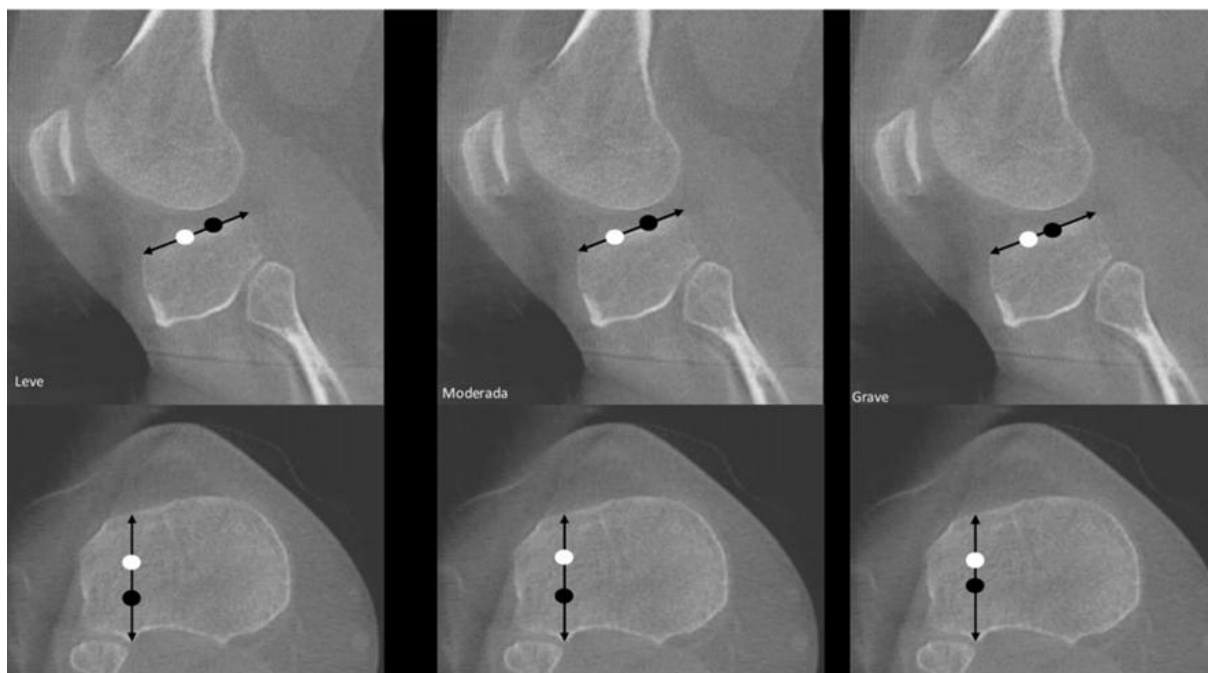
Gráfico 9 – Subgrupos de gravidade da osteoartrite do joelho (leve, moderada, grave e geral) e a relação do ponto de contato tibiofemoral lateral em comparativo entre métodos de análise por WBCT em extensão e em flexão.



Fonte: Elaborado pelo autor

No compartimento lateral, observou-se média de 44,6% (DP 9,5; IC95% 41,8-47,4) em extensão e 68,7% (DP 11,3; IC95% 65,4-72,1) em flexão, também com significância estatística ($p < 0,001$) (**Figura 15**).

Figura 15 – Imagem representativa do ponto de contato tibiofemoral lateral em extensão (bola branca) e em flexão (bola preta) do joelho em comparativo entre os diferentes subgrupos de gravidade da osteoartrite (leve, moderada e grave).



Fonte: Elaborado pelo autor

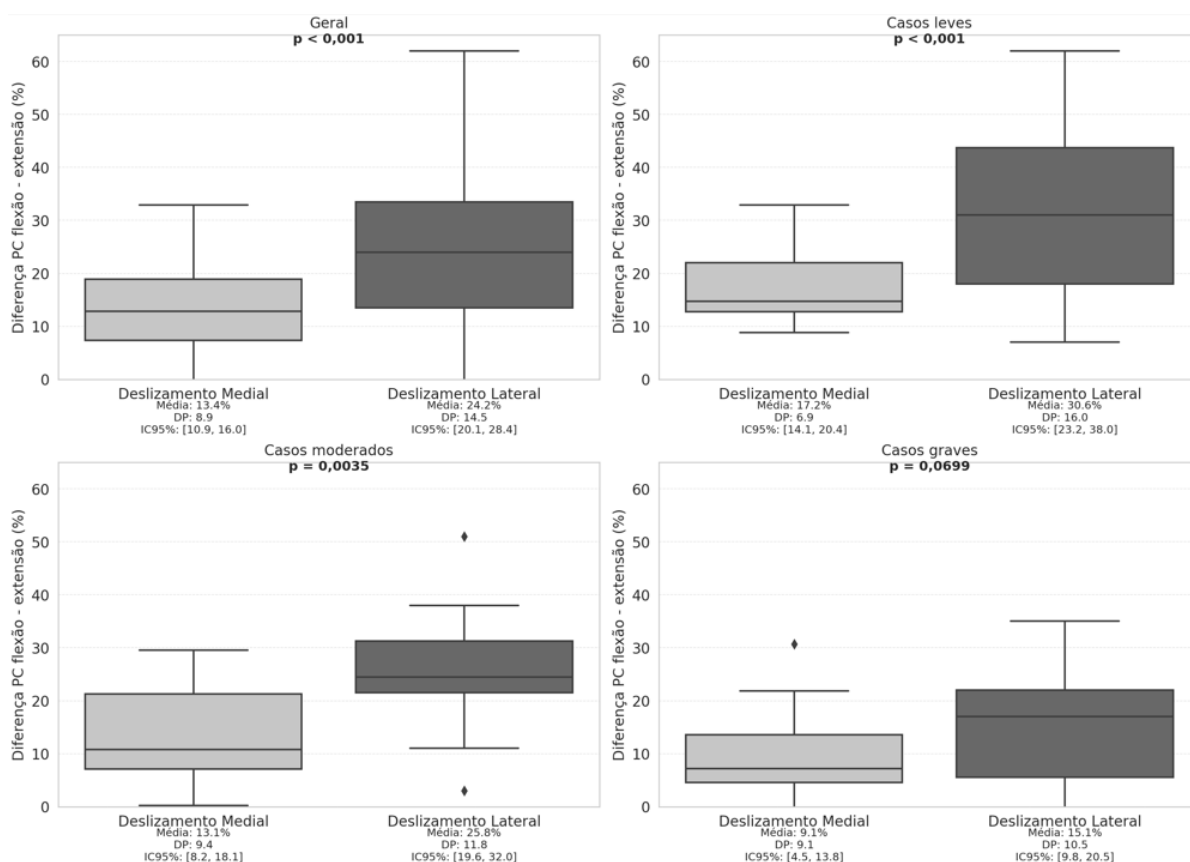
O deslocamento posterior do PC lateral foi ainda mais acentuado, o que pode refletir a predominância do rolamento no compartimento lateral durante a flexão, em contraste com o padrão de deslizamento mais restrito no compartimento medial.

Esses achados corroboram estudos prévios que apontam para uma cinemática tibiofemoral assimétrica, com maior mobilidade do compartimento lateral durante a flexão. O comportamento observado pode estar relacionado tanto à morfologia do côndilo femoral quanto à integridade funcional do complexo ligamentar posterolateral. Esses fatores favorecem maior distorção de medidas do EA lateral quando avaliadas de maneira não padronizada.

5.3.3 Deslizamento do ponto de contato tibiofemoral

O presente estudo demonstrou que, durante a transição do joelho da extensão para a semiflexão com carga, ocorre um deslizamento posterior significativo do PC tibiofemoral tanto no compartimento medial quanto no lateral, com predomínio no compartimento lateral. Esse fenômeno é compatível com o padrão biomecânico esperado de deslizamento posterior femoral, particularmente mais evidente no platô lateral, cuja morfologia e comportamento ligamentar favorecem maior mobilidade (Gráfico 10).

Gráfico 10 – Relação da diferença entre o ponto de contato tibiofemoral em flexão e em extensão em comparativo por compartimento do joelho (lateral e medial) e por subgrupo de gravidade da osteoartrite do joelho (leve, moderada, grave e geral).



Fonte: Elaborado pelo autor

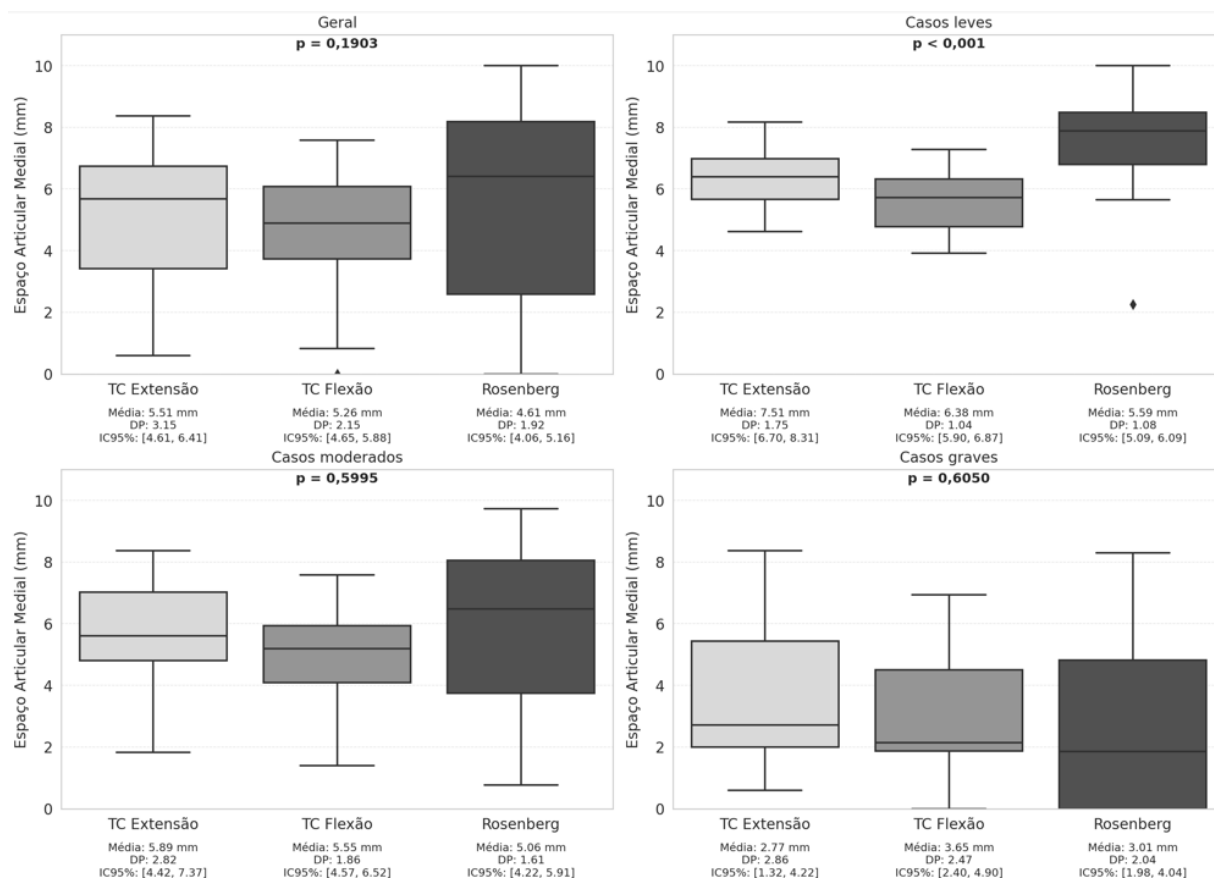
Na análise geral, o deslizamento médio foi de 13,4% no compartimento medial e 24,2% no compartimento lateral, com diferença significativa ($p < 0,001$). Ao estratificar por gravidade da OA, o mesmo padrão foi observado nos casos leves e moderados, sendo o deslizamento lateral sempre superior ao medial, com significância estatística ($p < 0,001$ e $p = 0,0035$, respectivamente).

Nos casos graves, no entanto, essa diferença perdeu significância ($p = 0,0699$), o que pode refletir a limitação funcional e estrutural imposta pela degeneração articular avançada. Nesses joelhos, a rigidez mecânica, a perda do formato articular e a diminuição da elasticidade ligamentar possivelmente reduzem o deslizamento femoral fisiológico, impactando a cinemática articular.

5.3.4 Avaliação do espaço articular

A avaliação do EA tibiofemoral é um dos principais parâmetros na caracterização da OA do joelho (**Gráfico 11**).

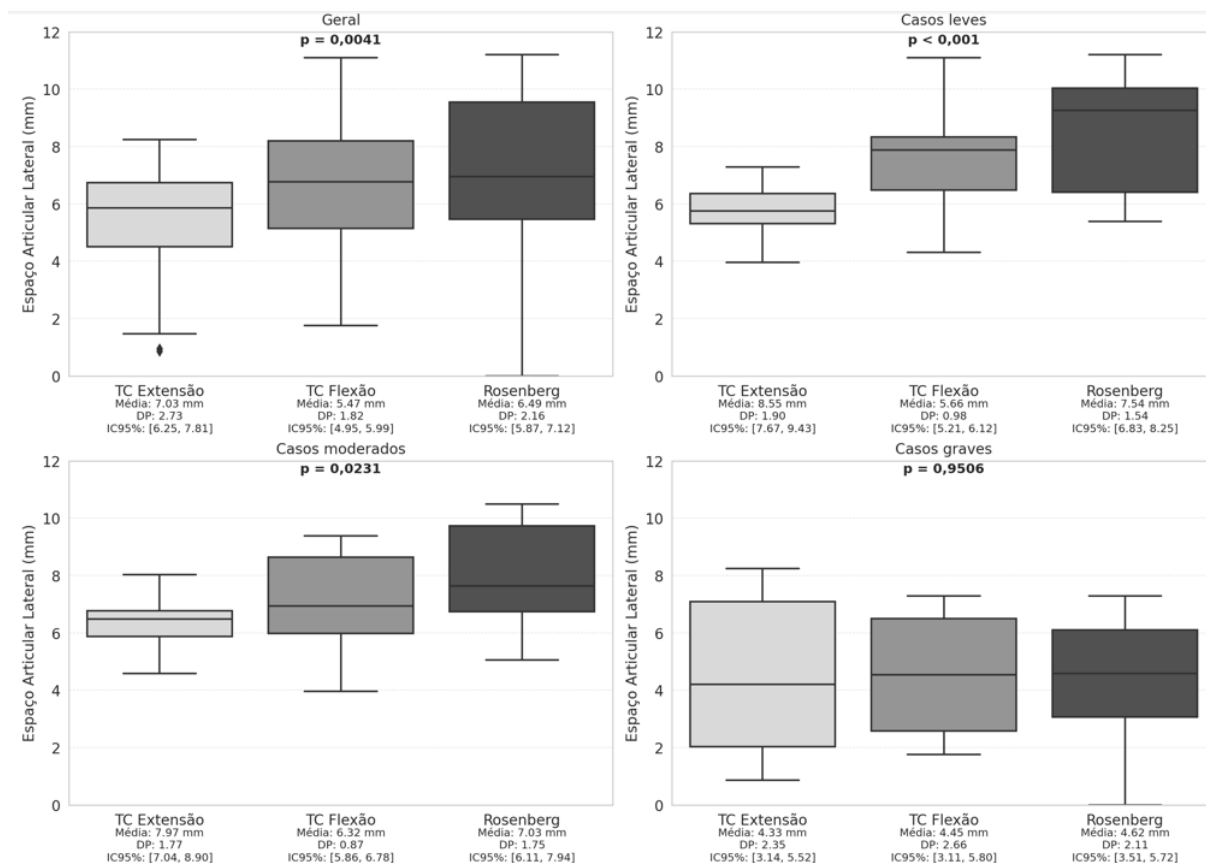
Gráfico 11 – Espaço articular medial avaliado por diferentes métodos radiológicos e divisão por subgrupos de gravidade da osteoartrite do joelho (leve, moderada e grave).



Fonte: Elaborado pelo autor

No compartimento medial, os resultados mostraram que a diferença entre os métodos foi estatisticamente significativa apenas nos casos leves ($p < 0,001$), com valores maiores para a WBCT em extensão e menores para a radiografia de Rosenberg. Nos grupos moderado e grave, as diferenças não alcançaram significância estatística, sugerindo que, com a progressão da OA, a redução do EA medial ocorre de forma mais uniforme, independentemente do método empregado (**Gráfico 12**).

Gráfico 12 – Espaço articular lateral avaliado por diferentes métodos radiológicos e divisão por subgrupos de gravidade da osteoartrite do joelho (leve, moderada e grave).



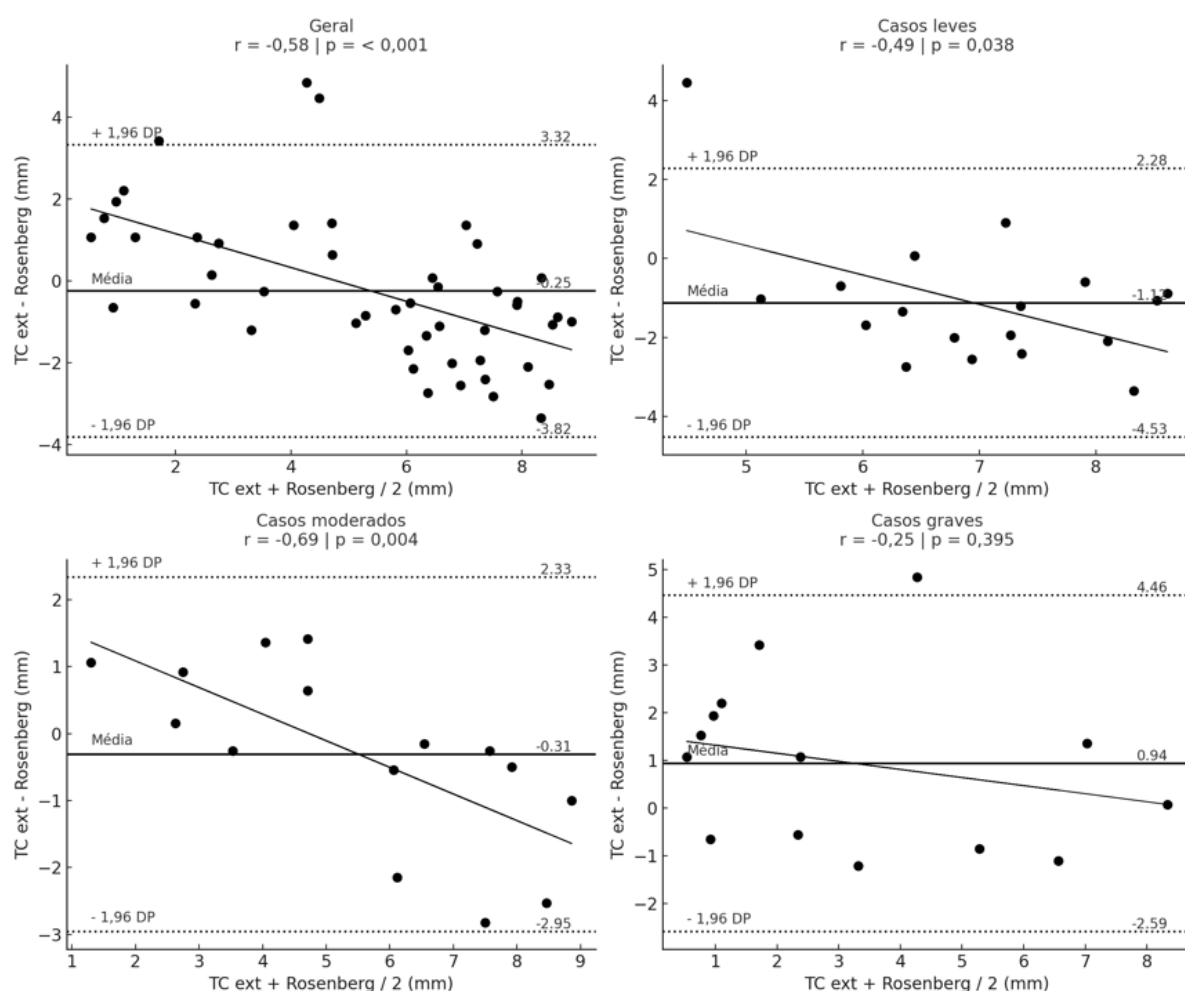
Fonte: Elaborado pelo autor

No compartimento lateral, a análise revelou um padrão diferente. Houve diferença estatisticamente significativa na comparação geral ($p = 0,0041$) e nos subgrupos leve ($p < 0,001$) e moderado ($p = 0,0231$). Assim como no compartimento medial, o grupo grave não apresentou diferença significativa entre os métodos ($p = 0,9506$). Curiosamente, o EA lateral tendeu a ser menor na WBCT em extensão, possivelmente devido à menor sensibilidade desse método à compressão femorotibial, especialmente no plano coronal.

5.3.4.1 Espaço articular medial

A análise comparativa entre as três diferentes técnicas de imagem para medição do EA medial do joelho revelou diferenças relevantes quanto à acurácia e concordância dos métodos, particularmente entre a radiografia de Rosenberg, considerada padrão-ouro, e as WBCT em diferentes posições (**Gráfico 13**).

Gráfico 13 – Avaliação da concordância de análise do espaço articular medial entre WBCT em extensão e radiografia pelo método de Rosenberg.

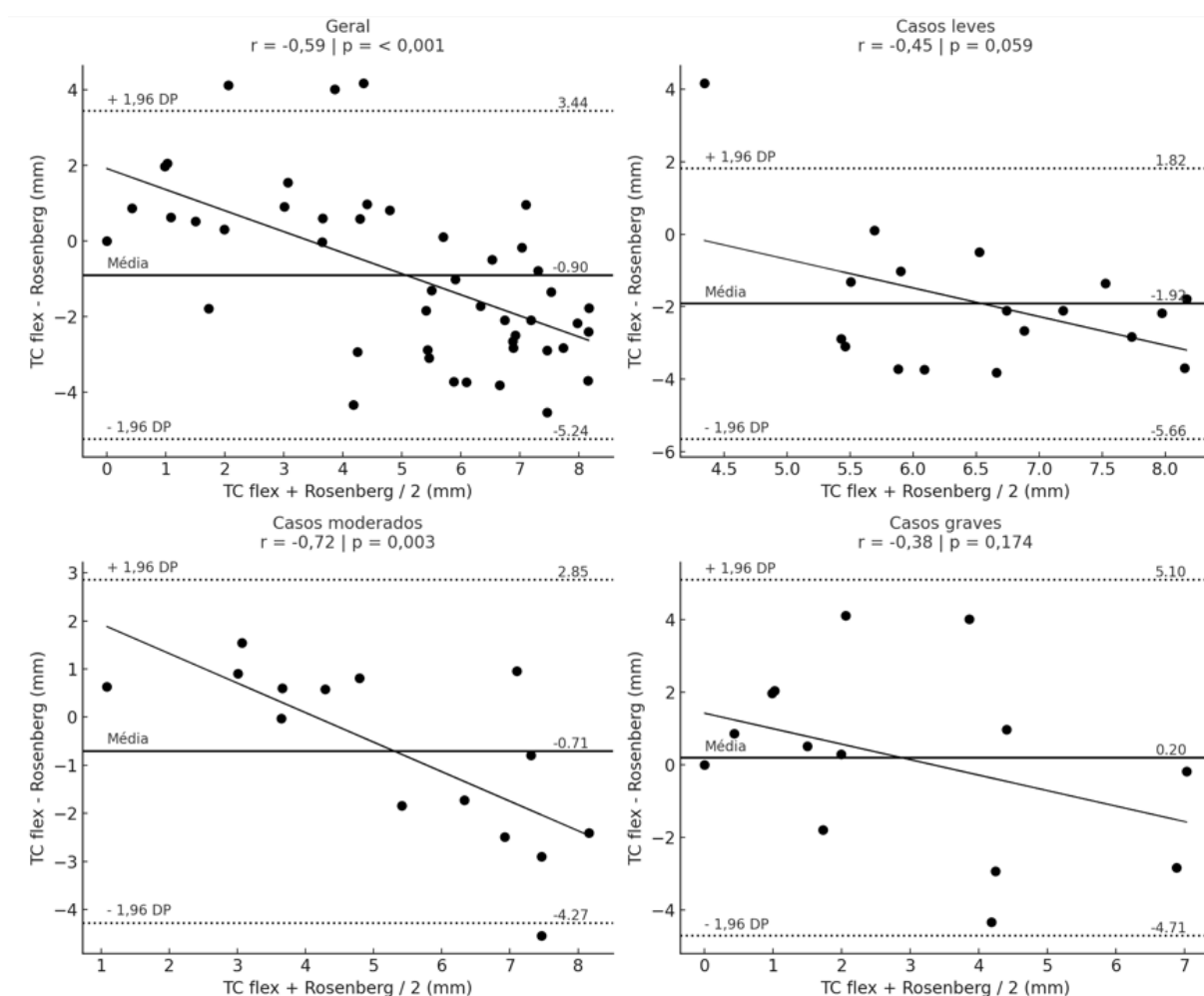


Fonte: Elaborado pelo autor

A WBCT em extensão do joelho demonstrou um viés sistematicamente positivo em relação à radiografia de Rosenberg, indicando superestimação do EA medial. Esse

achado pode ser explicado pela menor pressão femorotibial medial na posição estendida, com consequente distração articular e aparente aumento do espaço interósseo. Além disso, observou-se maior variabilidade nos casos com OA leve, sugerindo que, nos estágios iniciais, as diferenças biomecânicas entre os posicionamentos têm maior impacto na mensuração do compartimento medial (**Gráfico 14**).

Gráfico 14 – Avaliação da concordância de análise do espaço articular medial entre WBCT em flexão e radiografia pelo método de Rosenberg.

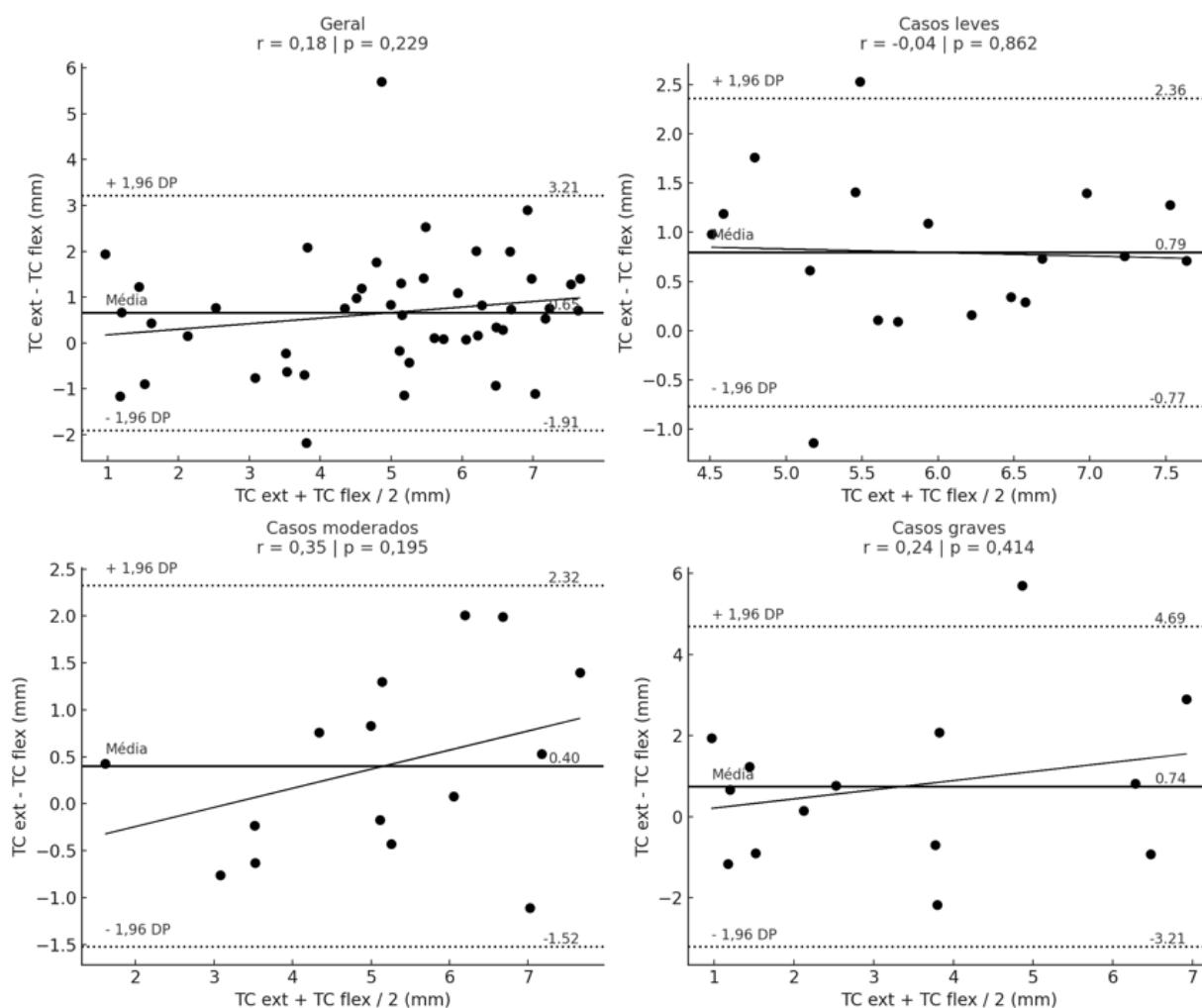


Fonte: Elaborado pelo autor

Por outro lado, a WBCT em flexão de 30° a 45° apresentou valores médios mais próximos aos da radiografia de Rosenberg, com menor viés e limites de concordância

mais estreitos, especialmente nos subgrupos com maior gravidade da doença. Tal semelhança sugere que a flexão do joelho sob carga promove uma condição biomecânica comparável à obtida pela incidência radiográfica de Rosenberg, caracterizada por maior contato entre as superfícies articulares e exposição mais realista da perda de cartilagem. Além disso, a WBCT permite avaliação multiplanar da articulação, o que representa vantagem adicional no estadiamento da OA (**Gráfico 15**).

Gráfico 15 – Avaliação da concordância de análise do espaço articular medial entre WBCT em extensão e WBCT em flexão.



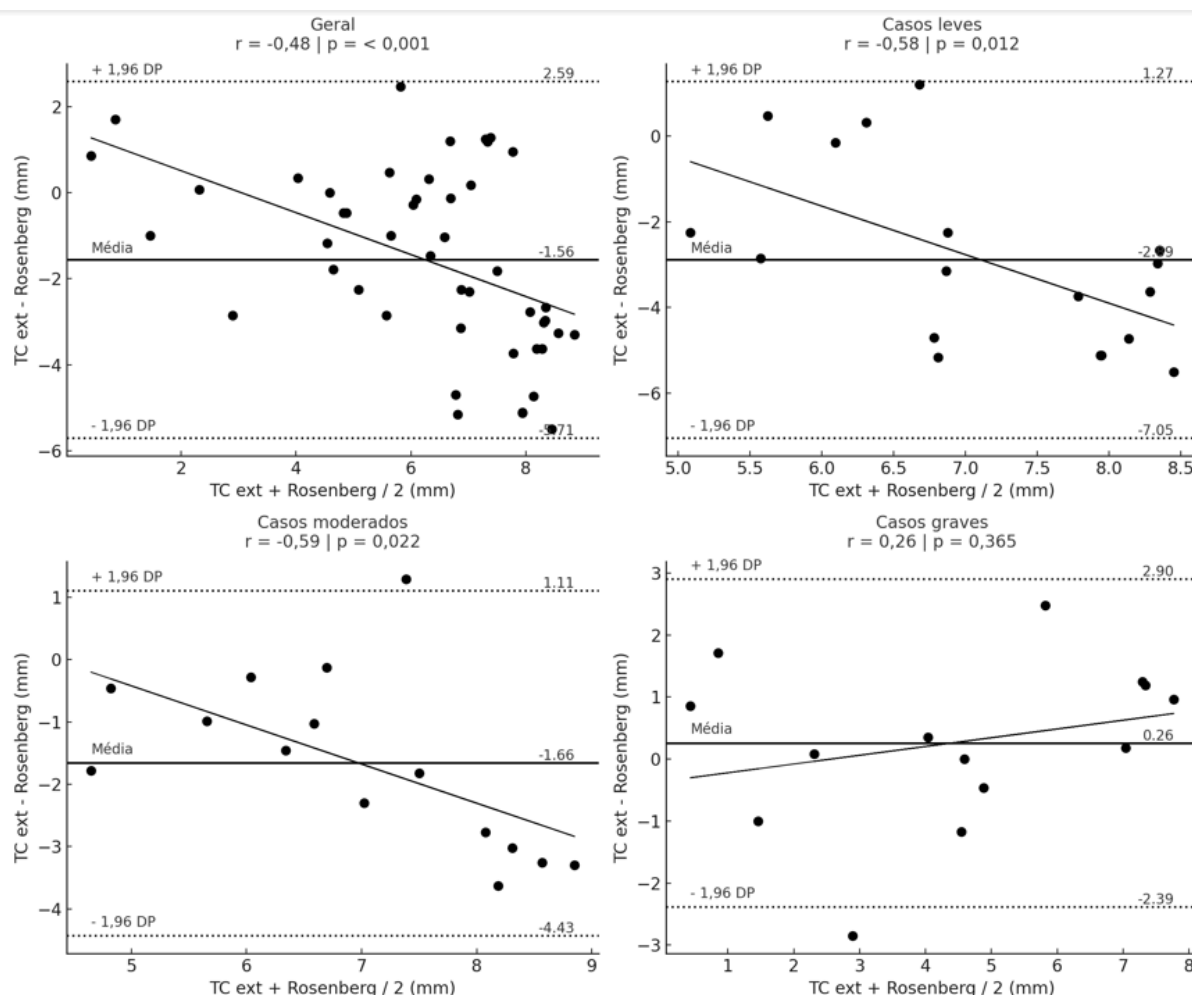
Fonte: Elaborado pelo autor

Na comparação entre as duas posições da WBCT, identificou-se um viés significativo entre os valores obtidos em extensão e em flexão, com o EA medial sendo sistematicamente menor na segunda condição. Essa diferença foi mais acentuada nos casos moderados e graves, refletindo o colapso progressivo do compartimento medial em posição funcional. A alta correlação entre os métodos reforça que ambos avaliam o mesmo compartimento, embora sob diferentes aspectos biomecânicos.

5.3.4.2 Espaço articular lateral

A avaliação do EA lateral do joelho em pacientes com OA tem ganhado crescente interesse devido à sua contribuição na compreensão da distribuição compartimental da doença, especialmente em casos com comprometimento predominantemente medial (**Gráfico 16**).

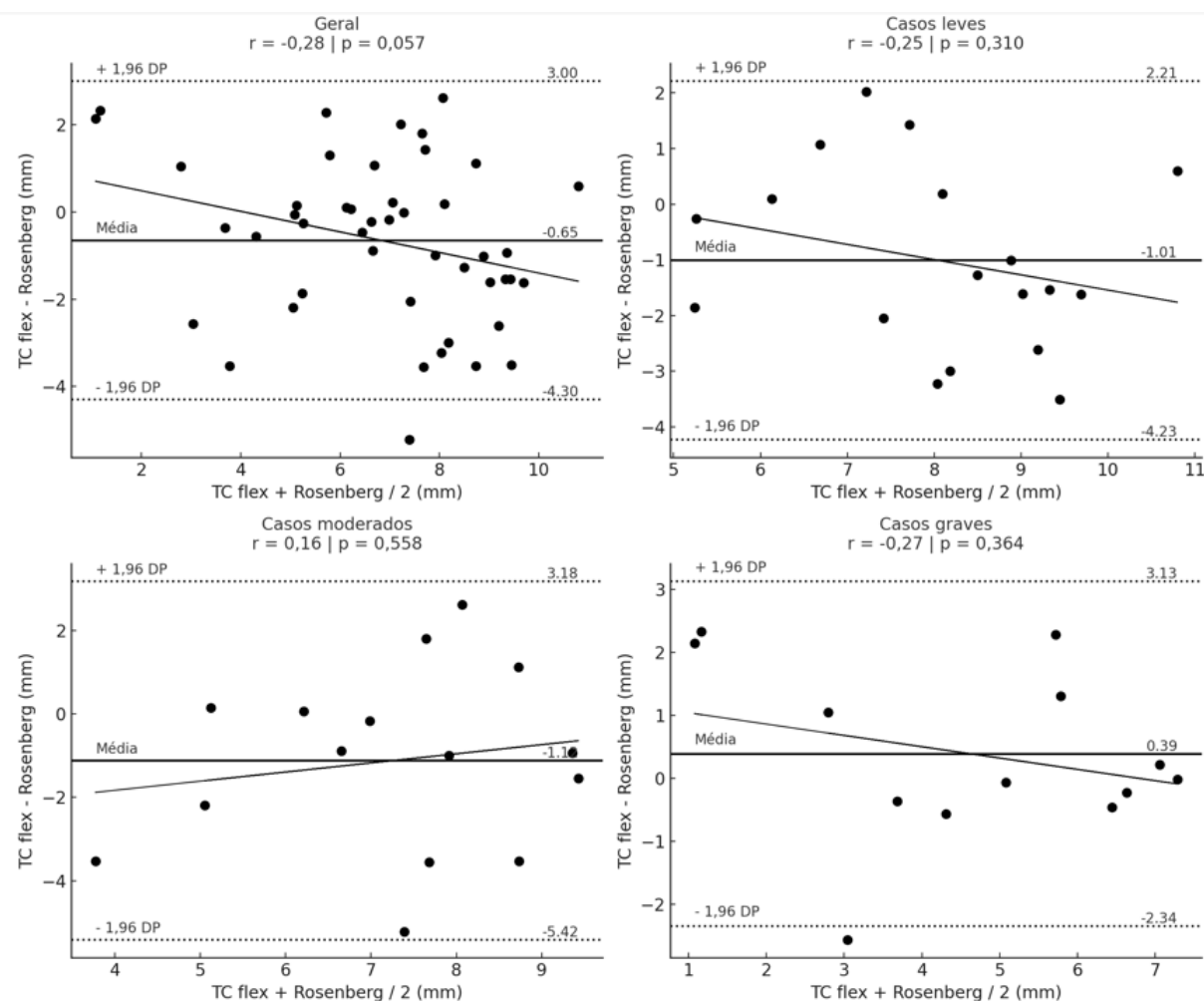
Gráfico 16 – Avaliação da concordância de análise do espaço articular lateral entre WBCT em extensão e radiografia pelo método de Rosenberg.



Fonte: Elaborado pelo autor

Na primeira comparação, entre a WBCT em extensão e a radiografia de Rosenberg, observou-se viés positivo, com valores sistematicamente mais altos obtidos na WBCT. Esse achado sugere que a posição estendida do joelho sob carga favorece a distração do compartimento lateral, especialmente em joelhos com eixo varo, levando à superestimação do EA lateral. Os limites de concordância foram amplos, refletindo grande variabilidade entre os pacientes, principalmente nos casos leves e moderados. A correlação linear moderada indica que os dois métodos não são diretamente intercambiáveis (**Gráfico 17**).

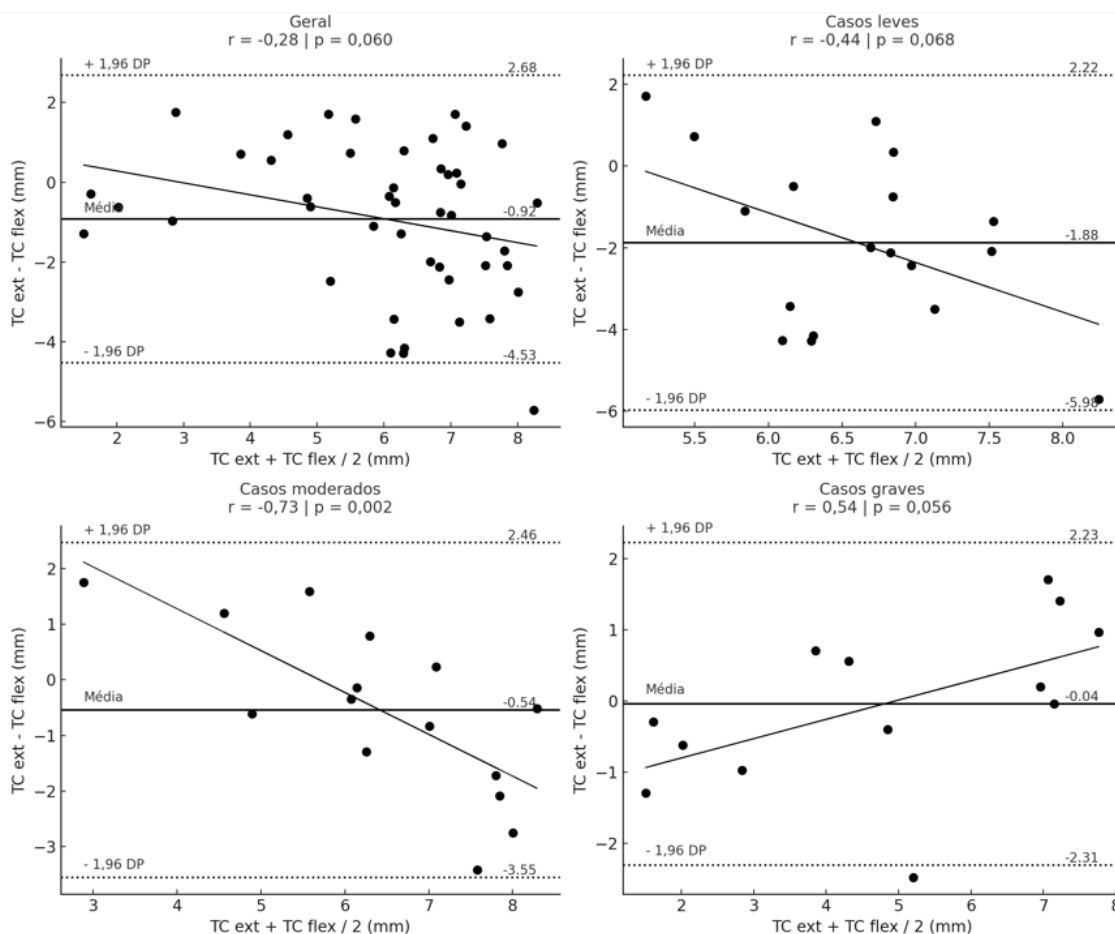
Gráfico 17 – Avaliação da concordância de análise do espaço articular lateral entre WBCT em flexão e radiografia pelo método de Rosenberg.



Fonte: Elaborado pelo autor

A comparação entre a WBCT em flexão e a radiografia de Rosenberg revelou melhor concordância, com viés médio reduzido e limites de concordância mais estreitos, sugerindo que a posição em semiflexão promove um alinhamento biomecânico semelhante ao obtido na radiografia padronizada. Essa condição é favorecida pelo contato mais uniforme entre as superfícies articulares lateralizadas durante a flexão, o que tende a refletir de forma mais acurada a espessura do compartimento lateral (**Gráfico 18**).

Gráfico 18 – Avaliação da concordância de análise do espaço articular lateral entre WBCT em extensão e WBCT em flexão.



Fonte: Elaborado pelo autor

A análise comparativa entre WBCT em extensão e WBCT em flexão mostrou diferenças sistemáticas relevantes. A WBCT em extensão, em geral, mensurou valores mais altos do que a WBCT em flexão, com um viés negativo marcante nos casos moderados e leves. Essa diferença reforça que a flexão do joelho modifica a pressão articular distribuída entre os compartimentos, afetando diretamente o EA lateral. Observou-se, inclusive, correlação negativa significativa nos casos moderados, indicando um comportamento inverso entre as medidas, o que pode refletir alterações posturais ou desequilíbrios estruturais durante a carga.

Do ponto de vista clínico, a WBCT em flexão se mostrou mais próxima dos valores obtidos pela radiografia de Rosenberg, sendo uma opção confiável para a avaliação do compartimento lateral, especialmente em pacientes com limitação

funcional para o posicionamento radiográfico tradicional. A WBCT em extensão, por outro lado, pode superestimar o espaço lateral, o que deve ser levado em consideração ao interpretar exames em planejamento cirúrgico, como osteotomias e artroplastias.

Em síntese, os resultados obtidos no presente estudo sustentam que a WBCT em flexão representa o método com maior concordância com a radiografia de Rosenberg em ambos os compartimentos. Sua aplicação se mostra especialmente relevante em pacientes com limitação para o posicionamento radiográfico tradicional e nos casos em que se busca uma avaliação funcional mais realista da articulação do joelho. A escolha do método de imagem deve considerar o posicionamento, o compartimento de interesse e a gravidade da OA para garantir maior acurácia diagnóstica e melhor tomada de decisão terapêutica.

5.4 Outras informações

5.4.1 Curva ROC

Ao avaliarmos as variáveis quantitativas analisadas no trabalho e sua capacidade de distinguir uma OA leve de uma OA grave, apenas a avaliação do ângulo de torção do joelho (ângulo de rotação tibiofemoral pelo eixo transversal posterior), obtido pela WBCT em extensão, apresentou uma AUC adequada e um índice de Youden moderado para a diferenciação da gravidade da OA (**Tabela 10**).

Tabela 10 – Análise exploratória por curva ROC das variáveis radiológicas analisadas (espaço articular, ângulo de torção do joelho e ponto de contato tibiofemoral).

Variável	AUC	IC 95%	Melhor corte	Sensibilidade	Especificidade	Índice de Youden
EA medial TC extensão	0,196	0,046 - 0,346	8,37 mm	0,07	1	0,07
EA medial TC flexão	0,159	0,023 - 0,295	6,94 mm	0,07	0,94	0,01
EA medial Rx Rosenberg	0,104	0,000 - 0,214	11,00 mm	0	1	0
EA lateral TC extensão	0,365	0,175 - 0,555	7,06 mm	0,33	0,94	0,28
EA lateral TC flexão	0,122	0,002 - 0,242	12,10 mm	0	1	0
EA lateral Rx Rosenberg	0,081	0.0 - 0.179	12,20 mm	0	1	0
PC medial TC extensão	0,574	0,375 - 0,773	34%	0,73	0,5	0,23
PC medial TC flexão	0,341	0,154 - 0,527	62%	0,13	0,94	0,08
PC lateral TC extensão	0,593	0,395 - 0,79	51%	0,47	0,83	0,3
PC lateral TC flexão	0,196	0,046 - 0,346	92%	0	1	0
Ângulo torção TC extensão	0,661	0,471 - 0,851	9,8°	0,93	0,5	0,43
Ângulo torção TC flexão	0,37	0,179 - 0,561	24,5°	0,27	0,94	0,21

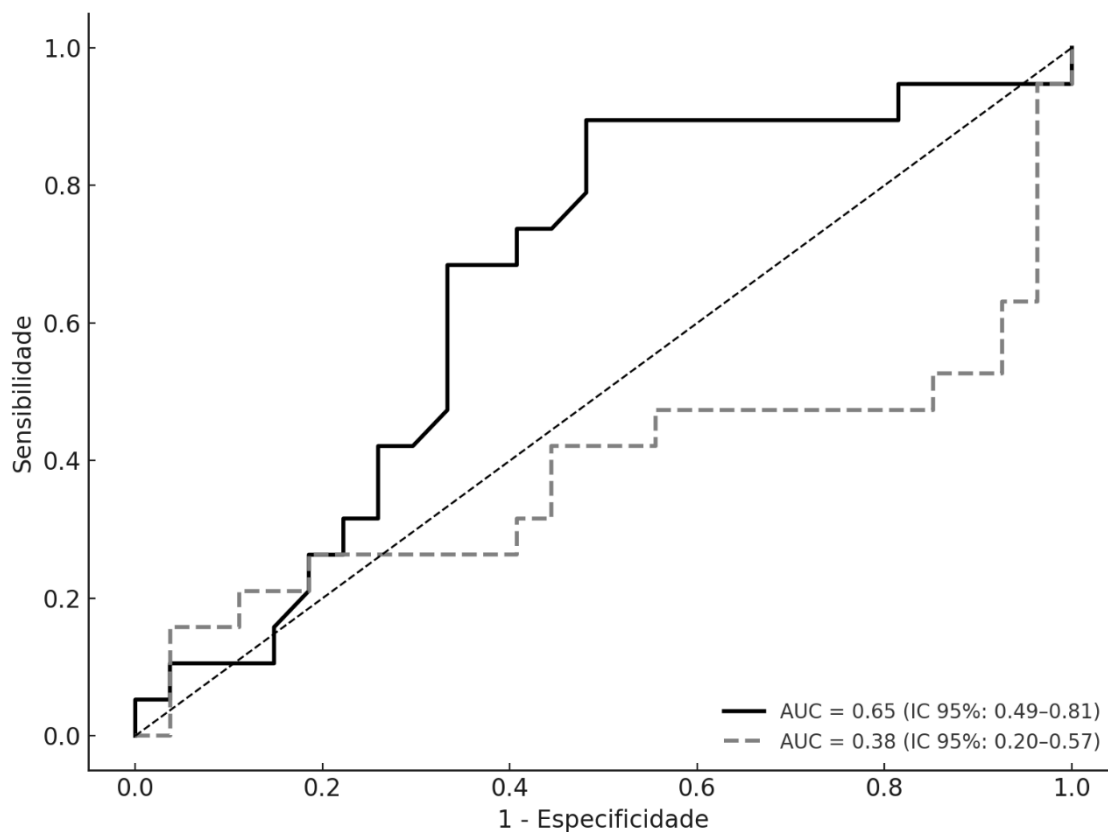
Fonte: Elaborado pelo autor

EA: Espaço articular; TC: Tomografia computadorizada; PC: Ponto de contato; AUC: Área sob a curva

Os resultados das curvas ROC para o EA, obtidos por diferentes métodos de imagem, demonstraram baixa acurácia na discriminação entre AO leve e grave. Nenhuma das variáveis analisadas apresentou AUC superior a 0,5, o que representa desempenho abaixo do acaso. A pior performance foi observada nos valores de EA medial obtidos pela radiografia em posição de Rosenberg, com AUC de apenas 0,104 (IC95%: 0,000-0,214), sensibilidade de 0,0 e especificidade de 1,0. Mesmo o melhor desempenho relativo, a avaliação do EA lateral por WBCT em extensão (AUC = 0,365; IC95%: 0,175-0,555), permanece insuficiente para qualquer aplicação clínica confiável.

As análises das curvas ROC para o PC tibiofemoral e o ângulo de rotação tibiofemoral revelaram resultados contrastantes. A variável com melhor desempenho foi a rotação tibiofemoral obtida por WBCT em extensão, com AUC de 0,661 (IC95%: 0,471-0,851), sensibilidade de 93% e especificidade de 50% no ponto de corte ideal de Youden (valor de 9,8°), com sensibilidade de 93,3% e especificidade de 50% (índice J de 0,43). Esses achados sugerem que, ao contrário das medidas do EA, a rotação tibiofemoral possui uma tendência moderada de discriminar casos graves de OA, especialmente como ferramenta de triagem, visto seu alto índice de sensibilidade. Em contrapartida, a rotação obtida em semiflexão do joelho apresentou desempenho insatisfatório (AUC = 0,370), indicando menor utilidade deste posicionamento (**Gráfico 19**).

Gráfico 19 – Curva ROC do ângulo de torção do joelho avaliado em extensão (linha preta) e flexão (linha tracejada).



Fonte: Elaborado pelo autor

Quanto ao PC, as melhores performances foram observadas nas medidas em extensão, com AUC de 0,574 (medial) e 0,593 (lateral), sendo esta última associada a uma especificidade de 83% e sensibilidade de 47% no ponto de corte de 51,1%.

6 *DISCUSSÃO*

6 DISCUSSÃO

A OA do joelho é uma condição multifatorial cujo diagnóstico e acompanhamento clínico longitudinal dependem fortemente de métodos de imagem. Tradicionalmente, a radiografia em posicionamento de Rosenberg tem sido considerada o método padrão-ouro para avaliação do EA do joelho osteoartrítico. No entanto, limitações técnicas, como variações de posicionamento, sobreposição óssea e dependência da experiência do técnico, comprometem sua padronização. A presente dissertação propôs avaliar a viabilidade do uso da WBCT como alternativa tridimensional a esse método, sendo um estudo pioneiro na padronização da avaliação do posicionamento de Rosenberg por WBCT.

Um dos principais diferenciais o presente estudo foi a utilização da WBCT em semiflexão conforme o posicionamento de Rosenberg, permitindo não apenas a mensuração do EA, mas também a análise do PC tibiofemoral e do ângulo de torção do joelho. Trata-se de uma abordagem inovadora, pois explora as capacidades da WBCT para capturar alterações anatômicas funcionais de forma precisa e reproduzível, ainda não documentada em estudos científicos.

O uso da carga é outro elemento crítico. Dyrby et al. (2004)⁷³ destacavam em seus trabalhos a influência da carga na biomecânica do joelho, como a mudança do movimento de *screw home* do fêmur durante a marcha devido a forças de atuação musculares não observadas em avaliações estáticas.

A carga aplicada durante o exame simula o ambiente funcional da articulação, o que não é possível em exames como a RM. A avaliação sob carga é especialmente relevante na detecção precoce da extrusão meniscal, que está fortemente associada à progressão da OA.

Comparando-se com a RM, a WBCT possui menor capacidade de avaliação de tecidos moles e cartilagem, mas apresenta vantagens claras em termos de avaliação óssea, espacialidade tridimensional e avaliação com carga da articulação. Além disso, o custo da RM e a baixa disponibilidade limitam sua aplicação em larga escala.

Em pacientes com OA avançada, os dados indicaram que as diferenças entre os métodos de imagem tornam-se menos evidentes. Isso ocorre, provavelmente, devido à uniformização do colapso articular, que impede variações significativas de

mensuração entre as diferentes posições. Nesses casos, a radiografia simples continua sendo uma ferramenta confiável para a decisão terapêutica e o método padrão-ouro de avaliação.

Por outro lado, em pacientes com OA leve ou moderada, a WBCT em semiflexão demonstrou maior sensibilidade na detecção de alterações do EA, tanto no compartimento medial quanto no lateral. Isso tem implicações clínicas importantes, pois esses são os casos em que as decisões terapêuticas podem ser mais influenciadas por alterações sutis de imagem.

A comparação direta entre WBCT em extensão e semiflexão do joelho, demonstrou que a flexão reduz sistematicamente os valores de EA medidos, especialmente no compartimento medial. Esse achado reforça a necessidade de se padronizar a posição articular do paciente e da reconstrução multiplanar dos cortes tomográficos.

A análise de Bland-Altman evidenciou melhor concordância entre WBCT em flexão e radiografia de Rosenberg do que entre WBCT em extensão e radiografia de Rosenberg. Esse resultado é coerente com a hipótese biomecânica de que a semiflexão promove maior compressão articular, revelando alterações mais precoces das lesões da cartilagem articular. No compartimento lateral, os achados também indicaram maior precisão da WBCT em flexão para reproduzir os resultados obtidos pela radiografia. A congruência articular é favorecida pela flexão, tornando essa posição mais sensível às alterações funcionais da articulação.

Do ponto de vista científico, os dados reforçam a necessidade de se incorporar outros parâmetros complementares à análise do EA como meio de se diferenciar e avaliar os diferentes graus de acometimento de um joelho com OA, como o PC tibiofemoral (congruência articular), o ângulo de torção do joelho (rotação tibiofemoral) e até biomarcadores morfológicos e funcionais. Os resultados sugerem que a simples mensuração linear do EA, isolada, não deve ser utilizada como marcador único para estratificação da gravidade da OA. Estudos futuros devem focar em variáveis com maior potencial discriminativo, como a combinação entre fatores angulares e posicionais, além de explorar modelos preditivos multivariados.

A análise do PC tibiofemoral trouxe importantes contribuições para a compreensão da biomecânica do joelho com OA. Os dados mostraram deslocamento

posterior significativo do PC ao passar da extensão para a semiflexão, com predomínio do deslizamento femoral posterior no compartimento lateral, como já descrito na literatura em joelhos normais. Esse comportamento assimétrico do PC reforça a importância de se considerar aspectos cinemáticos na avaliação estrutural da OA. A WBCT permite uma visão mais detalhada dessas alterações, o que pode ser essencial na individualização da abordagem terapêutica no e seguimento clínico longitudinal dos pacientes.

A medida isolada do EA — mesmo quando obtida com métodos mais modernos, como a WBCT — não se mostra um bom discriminador do grau de gravidade da OA do joelho. A baixa AUC observada indica sobreposição substancial entre os valores do EA aferidos de pacientes com OA leve e grave, o que pode refletir a variabilidade anatômica e radiológica dos pacientes. É importante destacar que o EA ainda representa a principal medida utilizada para o seguimento longitudinal de pacientes, por representar indiretamente a espessura da cartilagem. No entanto, medidas isoladas do EA, sem sua correta interpretação, podem levar a classificações erradas da gravidade e, conseqüentemente, a condutas terapêuticas precipitadas **(Figura 16)**.

Figura 16 – Exemplo de sobreposição de valores do espaço articular lateral em três pacientes com grau distinto de acometimento. A: artrose grave medial com espaço lateral preservado; B: artrose moderada com achatamento do côndilo medial e espaço lateral preservado; e C: artrose leve com espaço lateral preservado.



Fonte: Acervo do Instituto de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP.

Do ponto de vista biomecânico, esses achados reforçam a relevância das variáveis posicionais — como rotação e PC — na avaliação da OA do joelho. A rotação tibiofemoral reflete alterações na cinemática articular e instabilidades rotacionais frequentemente presentes em casos mais graves, enquanto o deslocamento do PC pode indicar colapso assimétrico da articulação. Portanto, essas variáveis mostram-se mais promissoras do que o EA para fins de estratificação diagnóstica por imagem. A incorporação desses parâmetros em modelos compostos ou algoritmos preditivos

pode aumentar substancialmente a acurácia na detecção e classificação da OA femorotibial.

Por exemplo, a rotação tibiofemoral trouxe um dado novo e potencialmente relevante, ao se observar que, na WBCT em extensão, ela possui maior capacidade discriminatória da gravidade da OA, conforme demonstrado pela curva ROC. Do ponto de vista clínico, a rotação tibiofemoral demonstrou ser um possível marcador de triagem, com alta sensibilidade para identificar OA grave, embora a taxa de falsos positivos seja relativamente alta. A interpretação desse achado deve considerar que, em cenários onde é prioritário não deixar de detectar casos graves, mesmo com alguma perda de especificidade, esse parâmetro pode ter valor. No entanto, seu uso isolado como critério diagnóstico não é recomendado, sendo preferível sua inclusão em modelos multivariados ou em conjunto com outras variáveis biomecânicas da articulação.

A curva ROC para a rotação tibiofemoral em extensão apresentou AUC de 0,661, indicando discriminação moderada entre OA leve e grave. Embora a AUC sugira algum grau de poder discriminativo, o valor de p associado à AUC foi 0,096, o que não atinge significância estatística. Contudo, ao aplicar o teste t de Welch, indicado quando há variância desigual entre os grupos com pequeno n amostral, o valor de p foi de 0,055. Esse resultado representa uma tendência à significância, especialmente em estudos clínicos com amostras limitadas, e sugere que a rotação em extensão tende a ser maior nos joelhos com OA grave, embora com sobreposição entre os diferentes grupos – resultado semelhante ao obtido por Molina et al. (2002)¹⁷.

Camanho (2021)⁷⁴, em uma revisão literária, destacou que pacientes com OA medial do joelho varo apresentam como etiopatogenia da progressão da doença em varo um processo de senescência muscular e ligamentar assimétrica. Em casos graves, esse desbalanço leva a uma perda da congruência articular e a um possível aumento do ângulo de torção do joelho.

Leporace et al. (2021)⁷⁵ comprovaram tais alterações a partir da determinação de quatro padrões típicos de marcha da OA por meio de trabalho de avaliação biocinética.

Com base em nosso estudo, quando identificados valores acima de 9,8° de rotação tibiofemoral em extensão, esse parâmetro poderia servir como um indicador

biomecânico de progressão da OA, especialmente quando associado a outros marcadores de instabilidade (como posteriorização do PC ou redução do EA medial).

Por exemplo, com base nos casos do estudo em questão e em uma análise multivariável da curva ROC, a presença da combinação das três variáveis em 1) ângulo de torção do joelho maior que 8° , 2) EA medial menor que 5 mm e 3) PC medial tibiofemoral menor que 39,14% resulta em uma acurácia de 70% ($AUC = 0,700$), com significância estatística para diferenciar casos de OA grave de leve ($p = 0,0324$). Esse achado reforça a hipótese de que, isoladamente, cada variável pode apresentar sensibilidade ou especificidade limitadas, mas sua associação capta aspectos complementares da degeneração articular: instabilidade rotacional, colapso do EA e deslocamento posterior do PC femorotibial (instabilidade anteroposterior).

A presença simultânea dessas três alterações em exames de WBCT pode sinalizar um fenótipo biomecanicamente instável da OA, potencialmente mais agressivo, que justificaria intervenções mais precoces, como programas específicos de reabilitação, ajuste de carga ou até mesmo indicação cirúrgica precoce em casos refratários. Além disso, o ponto de corte da rotação em 8° é inferior ao valor inicialmente testado ($9,8^\circ$), indicando que alterações discretas na mecânica rotacional já podem estar associadas à doença grave.

Esse ajuste fino dos parâmetros é essencial para desenvolver modelos de decisão mais sensíveis à realidade clínica. Estudos prospectivos com amostras maiores e validação externa são recomendados para consolidar o uso desse modelo combinado como critério de avaliação da gravidade da OA do joelho em ambientes clínicos ou de pesquisa.

A capacidade de avaliar diversas variáveis em um único exame torna a WBCT uma ferramenta especialmente útil na pesquisa e no acompanhamento de pacientes com OA precoce, nos quais a definição do padrão biomecânico pode antecipar a progressão clínica da doença.

Os dados obtidos no presente estudo corroboram a literatura recente, que sugere que métodos tridimensionais com carga são superiores aos métodos bidimensionais para a avaliação funcional da articulação do joelho. O custo da WBCT ainda é superior ao da radiografia convencional, mas inferior ao da RM, e sua

utilização em centros especializados pode ser justificada por sua maior acurácia e reprodutibilidade, especialmente em pacientes com OA leve ou dúvidas diagnósticas.

A presente dissertação introduz um modelo de avaliação do joelho com OA que associa precisão anatômica, carga funcional e posicionamento padronizado, elementos raramente combinados em um único exame. A padronização do posicionamento em semiflexão com carga para a WBCT representa uma inovação técnica com potencial impacto clínico, especialmente na melhora da reprodutibilidade e comparabilidade entre estudos e entre diferentes instituições.

Como limitações do estudo, destacam-se o tamanho da amostra, que pode reduzir o poder estatístico das análises em subgrupos, e o fato de os cortes sagitais utilizados para mensuração do PC e EA não captarem toda a complexidade tridimensional da congruência articular. Além disso, a ausência de correlação com sintomas clínicos limita a interpretação funcional dos achados anatômicos (correlação clínico-radiológica limitada na avaliação da OA).

Apesar dessas limitações, os achados da presente pesquisa indicam que a WBCT em semiflexão é uma ferramenta confiável e reprodutível na avaliação da OA do joelho, com potencial para substituir ou complementar a radiografia de Rosenberg na prática clínica e em estudos científicos.

7 CONCLUSÃO

7 CONCLUSÃO

A presente dissertação permitiu o desenvolvimento de um modelo padronizado para avaliação do espaço articular (EA) femorotibial por meio da WBCT, baseado na reconstrução multiplanar centrada no ponto de congruência tibiofemoral, utilizando o ponto central (P50) como referência para mensuração. A análise de reprodutibilidade evidenciou elevada concordância intra e interobservador para o método proposto, com melhores resultados no ponto central (P50), particularmente no compartimento medial, enquanto o compartimento lateral apresentou maior variabilidade, exigindo análise individualizada.

A WBCT em semiflexão (posição de Rosenberg) apresentou maior concordância com a radiografia convencional, especialmente no compartimento medial e nos estágios iniciais da osteoartrite. Adicionalmente, possibilitou a avaliação de parâmetros biomecânicos sob carga, como o deslizamento femoral, a rotação tibiofemoral e as alterações no ponto de contato articular, ampliando a compreensão tridimensional da articulação do joelho.

Dessa forma, a WBCT, associada a um modelo padronizado de mensuração, configura-se como método reprodutível, confiável e complementar na avaliação estrutural da osteoartrite do joelho, com potencial aplicação no diagnóstico precoce, na padronização da análise e na individualização do tratamento.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

1. Mobasheri A, Batt M. An update on the pathophysiology of osteoarthritis. *Ann Phys Rehabil Med*. 2016;59(5-6):333-9.
2. Talic-Tanovic A, Hadziahmetovic Z, Madjar-Simic I, Papovic A. Comparison of Clinical and Radiological Parameters at Knee Osteoarthritis. *Med Arch*. 2017;71(1):48-51.
3. Kraus VB, Blanco FJ, Englund M, Karsdal MA, Lohmander LS. Call for standardized definitions of osteoarthritis and risk stratification for clinical trials and clinical use. *Osteoarthritis Cartilage*. 2015;23(8):1233-41.
4. Musumeci G, Aiello FC, Szychlinska MA, Di Rosa M, Castrogiovanni P, Mobasheri A. Osteoarthritis in the XXIst century: risk factors and behaviours that influence disease onset and progression. *Int J Mol Sci*. 2015;16(3):6093-112.
5. Mobasheri A, Saarakkala S, Finnilä M, Karsdal MA, Bay-Jensen AC, van Spil WE. Recent advances in understanding the phenotypes of osteoarthritis. *F1000Res*. 2019;8:F1000.
6. Telles RW, Costa-Silva L, Machado LAC, Reis RCPD, Barreto SM. Fixed-flexion knee radiography using a new positioning device produced highly repeatable measurements of joint space width: ELSA-Brasil Musculoskeletal Study (ELSA-Brasil MSK). *Rev Bras Reumatol Engl Ed*. 2017;57(2):154-61. English, Portuguese.
7. Boegård T, Jonsson K. Radiography in osteoarthritis of the knee. *Skeletal Radiol*. 1999;28(11):605-15.
8. Segal NA, Nevitt MC, Lynch JA, Niu J, Torner JC, Guermazi A. Diagnostic performance of 3D standing CT imaging for detection of knee osteoarthritis features. *Phys Sportsmed*. 2015;43(3):213-20.
9. Emrani PS, Katz JN, Kessler CL, Reichmann WM, Wright EA, McAlindon TE, et al. Joint space narrowing and Kellgren-Lawrence progression in knee osteoarthritis: an analytic literature synthesis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2008;16(8):873-82.
10. Ravaud P, Ayral X, Dougados M. Radiologic progression of hip and knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 1999;7(2):222-9.
11. Thawait GK, Demehri S, AlMuhit A, Zbijweski W, Yorkston J, Del Grande F, et al. Extremity cone-beam CT for evaluation of medial tibiofemoral osteoarthritis: Initial

- experience in imaging of the weight-bearing and non-weight-bearing knee. *Eur J Radiol.* 2015;84(12):2564-70.
12. Gang GJ, Zbijewski W, Mahesh M, Thawait G, Packard N, Yorkston J, et al. Image quality and dose for a multisource cone-beam CT extremity scanner. *Med Phys.* 2018;45(1):144-55.
 13. Miura Y, Ozeki N, Katano H, Aoki H, Okanouchi N, Tomita M, et al. Difference in the joint space of the medial knee compartment between full extension and Rosenberg weight-bearing radiographs. *Eur Radiol.* 2022;32(3):1429-37.
 14. Hirschmann A, Buck FM, Fucentese SF, Pfirrmann CW. Upright CT of the knee: the effect of weight-bearing on joint alignment. *Eur Radiol.* 2015;25(11):3398-404.
 15. Hirschmann A, Buck FM, Herschel R, Pfirrmann CWA, Fucentese SF. Upright weight-bearing CT of the knee during flexion: changes of the patellofemoral and tibiofemoral articulations between 0° and 120°. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017;25(3):853-62.
 16. Tanamas SK, Wluka AE, Jones G, Cicuttini FM. Imaging of knee osteoarthritis. *Therapy.* 2010;7(6):635-47.
 17. Molina RD, Sado Junior J, Sérgio P, Mendlovitz R, Luiz M, Rubin L, et al. Avaliação da deformidade rotacional do joelho em pacientes com genuvaro e osteoartrose. *Rev Bras Ortop.* 2002;37(10):430-5.
 18. Martins GC, Camanho GL, Ayres LM, Oliveiras ES. Correlação entre a classificação radiográfica de Ahlbäck e o estado de conservação do ligamento cruzado anterior em gonartrose primária. *Rev Bras Ortop.* 2017;52(1):69-74.
 19. MacDessi SJ, Griffiths-Jones W, Harris IA, Bellemans J, Chen DB. Coronal Plane Alignment of the Knee (CPAK) classification. *Bone Joint J.* 2021;103-B(2):329-37.
 20. Kohn MD, Sassoon AA, Fernando ND. Classifications in Brief: Kellgren-Lawrence Classification of Osteoarthritis. *Clin Orthop Relat Res.* 2016;474(8):1886-93.
 21. Hayes B, Kittelson A, Loyd B, Wellsandt E, Flug J, Stevens-Lapsley J. Assessing Radiographic Knee Osteoarthritis: An Online Training Tutorial for the Kellgren-Lawrence Grading Scale. *MedEdPORTAL.* 2016;12:10503.
 22. Gonçalves FB, Rocha FA, Albuquerque RP, Mozella AP, Crespo B, Cobra H. Reproducibility assessment of different descriptions of the Kellgren and Lawrence classification for osteoarthritis of the knee. *Rev Bras Ortop.* 2016;51(6):687-91.
 23. Keyes GW, Carr AJ, Miller RK, Goodfellow JW. The radiographic classification of medial gonarthrosis. Correlation with operation methods in 200 knees. *Acta Orthop Scand.* 1992;63(5):497-501.

24. Dejour H, Neyret, Carret JP, Walch G. Setima jornada Lyonessa de cirurgia do joelho – Lyon [Internet]. 1991 [citado 15 mai 2025]. Disponível em: <http://www.lyon-knee-surgery.com/images/pdf/7èmes%20journées%20lyonnaises%20de%20chirurgie%20du%20genou%20-%20Lyon%201991/jdg-7/assets/common/downloads/publication.pdf>.
25. Keenan OJF, Holland G, Maempel JF, Keating JF, Scott CEH. Correlations between radiological classification systems and confirmed cartilage loss in severe knee osteoarthritis. *Bone Joint J*. 2020;102-B(3):301-9.
26. Albuquerque R, Giordano V, Sturm L, Leao A, Amaral N. Análise da reprodutibilidade de três classificações para a osteoartrose do joelho. *Rev Bras Ortop*. 2008;43(8):329-35.
27. Wright RW; MARS Group. Osteoarthritis Classification Scales: Interobserver Reliability and Arthroscopic Correlation. *J Bone Joint Surg Am*. 2014;96(14):1145-51.
28. Fairbank TJ. Knee joint changes after meniscectomy. *J Bone Joint Surg Br*. 1948;30B(4):664-70.
29. Miguel RCC, Machado LA, Costa-Silva L, Telles RW, Barreto SM. Performance of distinct knee osteoarthritis classification criteria in the ELSA-Brasil musculoskeletal study. *Clin Rheumatol*. 2019;38(3):793-802.
30. Katz JN, Brownlee SA, Jones MH. The role of arthroscopy in the management of knee osteoarthritis. *Best Pract Res Clin Rheumatol*. 2014;28(1):143-56.
31. Khan M, Khanna V, Adili A, Ayeni OR, Bedi A, Bhandari M. Knee osteoarthritis: when arthroscopy can help. *Pol Arch Intern Med*. 2018;128(2):121-5.
32. Adelani MA, Harris AH, Bowe TR, Giori NJ. Arthroscopy for Knee Osteoarthritis Has Not Decreased After a Clinical Trial. *Clin Orthop Relat Res*. 2016;474(2):489-94.
33. Jarraya M, Guermazi A, Liew JW, Tolstykh I, Lynch JA, Aliabadi P, et al. Prevalence of intra-articular mineralization on knee computed tomography: the multicenter osteoarthritis study. *Osteoarthritis Cartilage*. 2023;31(8):1111-20.
34. Matikka H, Virén T. Radiation dose reduction in cone-beam computed tomography of extremities: evaluation of a novel radiation shield. *J Radiol Prot*. 2014;34(2):N57-63.
35. Ahlbäck S. Osteoarthrosis of the knee. A radiographic investigation. *Acta Radiol Diagn (Stockh)*. 1968:Suppl 277:7-72.

36. Leach RE, Gregg T, Siber FJ. Weight-bearing radiography in osteoarthritis of the knee. *Radiology*. 1970;97(2):265-8.
37. Rosenberg TD, Paulos LE, Parker RD, Coward DB, Scott SM. The forty-five-degree posteroanterior flexion weight-bearing radiograph of the knee. *J Bone Joint Surg Am*. 1988;70(10):1479-83.
38. Inoue S, Nagamine R, Miura H, Urabe K, Matsuda S, Sakaki K, et al. Anteroposterior weight-bearing radiography of the knee with both knees in semiflexion, using new equipment. *J Orthop Sci*. 2001;6(6):475-80.
39. Telles RW, Machado LAC, Costa-Silva L, Barreto SM. Cohort Profile Update: The Brazilian Longitudinal Study of Adult Health Musculoskeletal (ELSA-Brasil MSK) cohort. *Int J Epidemiol*. 2022;51(6):e391-e400.
40. Dervin GF, Feibel RJ, Rody K, Grabowski J. 3-Foot standing AP versus 45 degrees PA radiograph for osteoarthritis of the knee. *Clin J Sport Med*. 2001;11(1):10-6.
41. Fontboté C, Nemptala F, Contreras O O, Guerrero R. Proyección de Rosenberg en la evaluación radiológica de la osteoartrosis de rodilla. *Rev Méd Chile*. 2008;136(7):880-4.
42. Li G, Zhou C, Zhang Z, Foster T, Bedair H. Articulation of the femoral condyle during knee flexion. *J Biomech*. 2022;131:110906.
43. Guermazi A, Roemer FW, Burstein D, Hayashi D. Why radiography should no longer be considered a surrogate outcome measure for longitudinal assessment of cartilage in knee osteoarthritis. *Arthritis Res Ther*. 2011;13(6):247.
44. Chan WP, Lang P, Stevens MP, Sack K, Majumdar S, Stoller DW, et al. Osteoarthritis of the knee: comparison of radiography, CT, and MR imaging to assess extent and severity. *AJR Am J Roentgenol*. 1991;157(4):799-806.
45. Wluka AE, Stuckey S, Snaddon J, Cicuttini FM. The determinants of change in tibial cartilage volume in osteoarthritic knees. *Arthritis Rheum*. 2002;46(8):2065-72.
46. Cicuttini FM, Wluka AE, Forbes A, Wolfe R. Comparison of tibial cartilage volume and radiologic grade of the tibiofemoral joint. *Arthritis Rheum*. 2003;48(3):682-8.
47. Raynauld JP, Martel-Pelletier J, Berthiaume MJ, Labonté F, Beaudoin G, de Guise JA, et al. Quantitative magnetic resonance imaging evaluation of knee osteoarthritis progression over two years and correlation with clinical symptoms and radiologic changes. *Arthritis Rheum*. 2004;50(2):476-87.
48. Liu Y, Deng XH, Havasy J, Green S, Piacentini A, Chen D, et al. Bone-ACL-bone allograft for anterior cruciate ligament reconstruction: Short-term evaluation in a

- rabbit model with microcomputed tomography. *J Orthop Res.* 2023;41(8):1697-708.
49. Amano K, Li Q, Ma CB. Functional knee assessment with advanced imaging. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2016;9(2):123-9.
 50. Bousson V, Lowitz T, Laouisset L, Engelke K, Laredo JD. CT imaging for the investigation of subchondral bone in knee osteoarthritis. *Osteoporos Int.* 2012;23 Suppl 8:S861-5.
 51. Turunen MJ, Töyräs J, Kokkonen HT, Jurvelin JS. Quantitative evaluation of knee subchondral bone mineral density using cone beam computed tomography. *IEEE Trans Med Imaging.* 2015;34(10):2186-90.
 52. Marzo J, Kluczynski M, Notino A, Bisson L. Comparison of a Novel Weightbearing Cone Beam Computed Tomography Scanner Versus a Conventional Computed Tomography Scanner for Measuring Patellar Instability. *Orthop J Sports Med.* 2016;4(12):2325967116673560.
 53. Fernandes TL, Ribeiro DB, da Rocha DC, Albuquerque C, Pereira CA, Pedrinelli A, et al. Description of an evaluation system for knee kinematics in ligament lesions, by means of optical tracking and 3D tomography. *Rev Bras Ortop.* 2014;49(5):513-9.
 54. Neumann S, Maas S, Waldmann D, Ricci PL, Zürbes A, Arnoux PJ, et al. Use of a Computed Tomography Based Approach to Validate Noninvasive Devices to Measure Rotational Knee Laxity. *Int Sch Res Notices.* 2015;2015:705201.
 55. Ludlow JB, Walker C. Assessment of phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;144(6):802-17.
 56. Berger M, Müller K, Aichert A, Unberath M, Thies J, Choi JH, et al. Marker-free motion correction in weight-bearing cone-beam CT of the knee joint. *Med Phys.* 2016;43(3):1235-48.
 57. Khodarahmi I, Fishman EK, Fritz J. Dedicated CT and MRI Techniques for the Evaluation of the Postoperative Knee. *Semin Musculoskelet Radiol.* 2018;22(4):444-56.
 58. Posadzy M, Desimpel J, Vanhoenacker F. Cone beam CT of the musculoskeletal system: clinical applications. *Insights Imaging.* 2018;9(1):35-45.
 59. Bernasconi A, Dechir Y, Izzo A, D'Agostino M, Magliulo P, Smeraglia F, et al. Trends in the Use of Weightbearing Computed Tomography. *J Clin Med.* 2024;13(18):5519.

60. Doan MK, Long JR, Verhey E, Wyse A, Patel K, Flug JA. Cone-Beam CT of the Extremities in Clinical Practice. *Radiographics*. 2024;44(3):e230143.
61. Lôbo CFT, Bordalo-Rodrigues M; Weight-Bearing Computed Tomography International Study Group. Weight-bearing cone beam ct scans and its uses in ankle, foot, and knee: an update article. *Acta Ortop Bras*. 2021;29(2):105-10.
62. Tschauner S, Marterer R, Nagy E, Apfalter G, Riccabona M, Singer G, et al. Surface radiation dose comparison of a dedicated extremity cone beam computed tomography (CBCT) device and a multidetector computed tomography (MDCT) machine in pediatric ankle and wrist phantoms. *PLoS One*. 2017;12(6):e0178747.
63. Lôbo CFT, Helito PVP, Bordalo-Rodrigues M, Helito CP. Computed tomography (CT), X-ray, and MRI evaluation of two anterolateral knee reconstruction techniques: lateral extra-articular tenodesis (LET) and the anterolateral ligament (ALL) reconstruction. *Skeletal Radiol*. 2020;49(7):1037-49.
64. Fernandes TL. Relação entre o posicionamento dos túneis na reconstrução do ligamento cruzado anterior e as avaliações funcionais em atletas [Dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2012.
65. Segal NA, Nevitt MC, Morales Aquino M, McFadden E, Ho M, Duryea J, et al. Improved responsiveness to change in joint space width over 24-month follow-up: comparison of 3D JSW on weight-bearing CT vs 2D JSW on radiographs in the MOST study. *Osteoarthritis Cartilage*. 2023;31(3):406-13.
66. Segal NA, Li S. WBCT and its evolving role in OA research and clinical practice. *Osteoarthritis Imaging*. 2022;2(3-4):100083.
67. Cao Q, Thawait G, Gang GJ, Zbijewski W, Reigel T, Brown T, et al. Characterization of 3D joint space morphology using an electrostatic model (with application to osteoarthritis). *Phys Med Biol*. 2015;60(3):947-60.
68. Turmezei TD, B Low S, Rupret S, Treece GM, Gee AH, MacKay JW, et al. Quantitative Three-dimensional Assessment of Knee Joint Space Width from Weight-bearing CT. *Radiology*. 2021;299(3):649-59.
69. Freeman MA, Pinskerova V. The movement of the normal tibio-femoral joint. *J Biomech*. 2005;38(2):197-208.
70. Pinskerova V, Johal P, Nakagawa S, Sosna A, Williams A, Gedroyc W, et al. Does the femur roll-back with flexion? *J Bone Joint Surg Br*. 2004;86(6):925-31.
71. Victor J, Van Doninck D, Labey L, Van Glabbeek F, Parizel P, Bellemans J. A common reference frame for describing rotation of the distal femur: a ct-based kinematic study using cadavers. *J Bone Joint Surg Br*. 2009;91(5):683-90.

72. Silveira PSP, Vieira JE, Siqueira JO. Is the Bland-Altman plot method useful without inferences for accuracy, precision, and agreement? *Rev Saude Publica*. 2024;58:01.
73. Dyrby CO, Andriacchi TP. Secondary motions of the knee during weight bearing and non-weight bearing activities. *J Orthop Res*. 2004;22(4):794-800.
74. Camanho GL. Medial Knee Arthrosis: A Pathology with a Progressive Evolution. *Rev Bras Ortop (Sao Paulo)*. 2021;56(2):133-7.
75. Leporace G, Gonzalez F, Metsavaht L, Motta M, Carpes FP, Chahla J. Are there different gait profiles in patients with advanced knee osteoarthritis? A machine learning approach. *Clin Biomech (Bristol)*. 2021;88:105447.

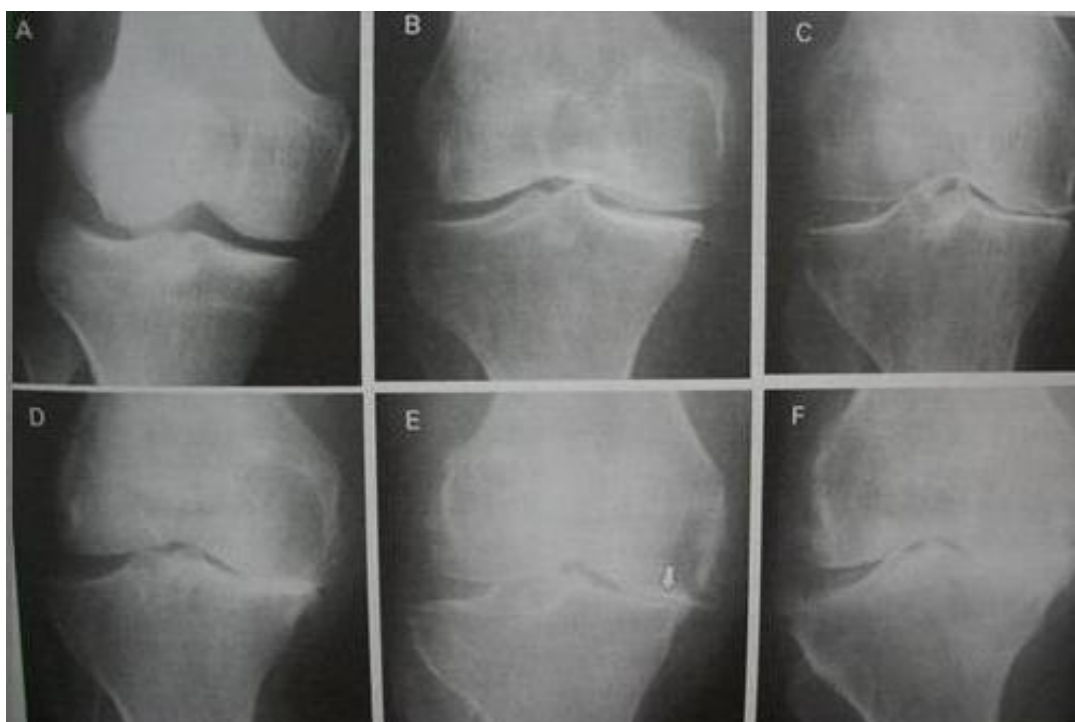
ANEXOS

ANEXO A – Classificação de Ahlbäck modificada por Keyes

Classificação de Ahlbäck modificada por Keyes e Goodfellow^(1,4)

Grau I	Redução do espaço articular
Grau II	Obliteração do espaço articular
Grau III	AP – desgaste do platô tibial < 5mm perfil – parte posterior do platô intacta
Grau IV	AP – desgaste de 5 a 10mm do platô tibial perfil – extenso desgaste da margem posterior do platô tibial
Grau V	AP – grave subluxação da tibia perfil – subluxação anterior da tibia > 10mm

Fonte: Traduzido de: Ahlbäck S. Osteoarthritis of the knee. A radiographic investigation. Acta Radiol Diagn. 1968;(Suppl 277):7-72; Keyes GW, Carr AJ, Miller RK, Goodfellow JW. The radiographic classification of medial gonarthrosis – Correlation with operation methods in 200 knees. Acta Orthop Scand. 1992;63(5):497-501.

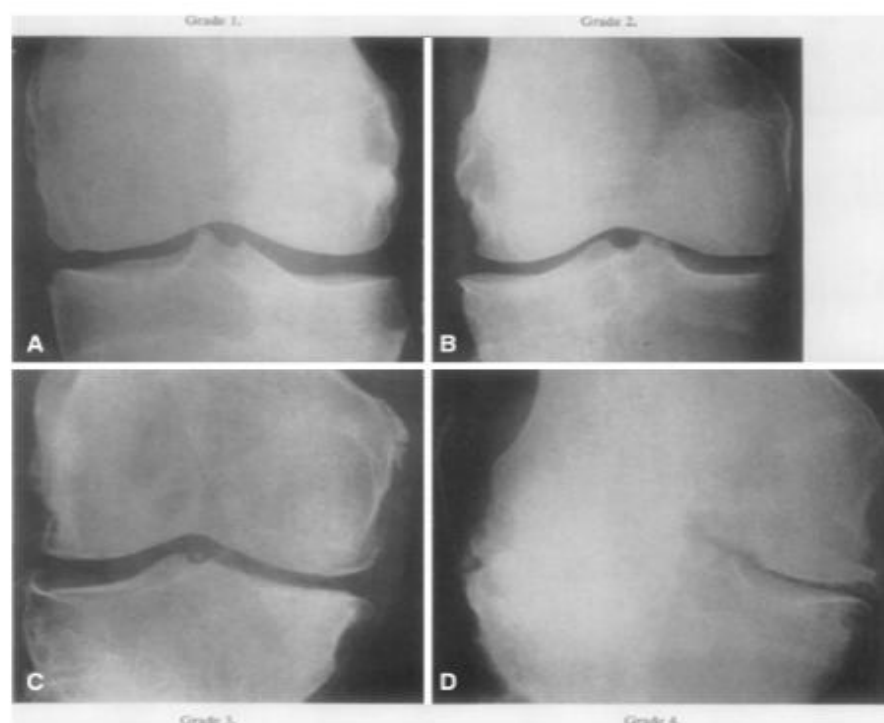


ANEXO B – Classificação de Kellgren e Lawrence

Classificação de Kellgren e Lawrence⁽³⁾

Grau 0	Normal
Grau I	Estreitamento do espaço articular duvidoso e possível osteófitos na borda
Grau II	Possível estreitamento do espaço articular e osteófito definido
Grau III	Definido estreitamento do espaço articular, múltiplos osteófitos moderados, alguma esclerose subcondral e possível deformidade do contorno ósseo
Grau IV	Notável estreitamento do espaço articular, severa esclerose subcondral, definida deformidade do contorno ósseo e presença de grandes osteófitos

Fonte: Traduzido de: Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological assessment of osteoarthritis. Ann Rheum Dis. 1957;16(4):494-502.



ANEXO C – Classificação de Dejour

Classificação de Dejour⁽²⁾

Grau I	RX normal (pré-artrose)
Grau II	Artrose inicial > AFTI: # AP – pinçamento parcial # perfil – pinçamento efetivo na parte central do platô tibial > AFTE: # AP – interlinha articular normal, com condensação subcondral e osteófitos # perfil – pinçamento pouco significativo
Grau III	Artrose com desequilíbrio > AFTI: # AP – pinçamento total da interlinha articular, com báscula do côndilo femoral medial dentro da cúpula interna, sendo a incidência mais eloquente (varo com rotação interna) > AFTE: # AP – valgo com cúpula externa bem condensada e decoaptação do compartimento medial (valgo com rotação externa da tibia)
Grau IV	Artrose grave > AFTI: # AP – grande varo, com côndilo femoral lateral em conflito com as espinhas tibiais # perfil – lesões importantes na patela > AFTE: # AP – grande valgo # perfil – lesões importantes na patela

AFTI – Articulação Femorotibial Interna; AFTE – Articulação Femorotibial Externa.

Fonte: Traduzido de: Dejour H, Carret JP, Walch G, et al. Les Gonarthroses. 7èmes Journées Lyonnaises de Chirurgie de Genou. Lyon: 1991.

ANEXO D – Termo de consentimento dos pacientes que foram submetidos a exames radiológicos

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO-HCFMUSP TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

DADOS DA PESQUISA

Título da pesquisa: Avaliação tomográfica do posicionamento de Rosenberg em pacientes com osteoartrite do joelho: estudo anatômico e biomecânico.

Pesquisador principal: Dr. Luis Eduardo Passarelli Tirico e Dr Marcos Bruxelas de Freitas Junior

Departamento/Instituto: Instituto de Ortopedia e Traumatologia

Convidamos o(a) Sr(a). _____ para participar desta pesquisa com objetivo de demonstrar os dados anatômicos e biomecânicos obtidos por estudo tomográfica do joelho. A gonartrose é uma doença com alta prevalência na população atual e novos métodos diagnósticos surgem a cada ano. Nosso trabalho tem por objetivo descrever resultados obtidos através de análise radiológica moderna, através de aparelho tomográfico "conebeam" exclusivo do Instituto de Ortopedia e Traumatologia, e um dos poucos existentes na América Latina.

A pesquisa será feita através da avaliação dos resultados de imagem obtidos pelo exame tomográfico. Os dados coletados serão descritos e complementados baseado em exames de imagem prévios já existentes no arquivo digital do Instituto de Ortopedia. Informamos que não existe diferenças no tratamento ou avaliação entre todos pacientes incluídos na pesquisa.

Ao participar da pesquisa orientamos que os riscos são baixos, inclusive os riscos relacionados a exposição a radiação. A tomografia "conebeam" possui baixa dose de emissão, sendo o exame do joelho semelhante a exposição convencional de imagens radiográficas utilizadas para seguimento ambulatorial da gonartrose. Em relação a exposição ao COVID-19, destacamos que apesar de todas as medidas de prevenção, devido a pandemia, existe risco de exposição ao vírus durante a realização do exame.

Destacamos que a sua participação garante uma nova avaliação radiológica, com aparelho moderno, capaz de fornecer informações complementares as fornecidas pela radiografia (RX) convencional. Tais achados podem ajudar a otimizar o tratamento proposto em seguimento no Instituto de Ortopedia e Traumatologia; além da possibilidade da realização do exame durante o mesmo dia da consulta de rotina no ambulatório de especialidades.

Ao participar da pesquisa fica garantido recusar-se a participar ou retirar o seu consentimento em qualquer fase da pesquisa sem penalização alguma, de sigilo e privacidade. Fica garantido ressarcimento por despesas decorrentes e indenização por eventuais danos decorrentes da pesquisa. O Termo de consentimento será realizado em duas vias, sendo uma arquivada na instituição de pesquisa e outra entregue ao participante.

Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de dúvidas. O principal investigador é o Dr Marcos Bruxelas de Freitas Junior que pode ser encontrado no endereço rua Ovidio Pires de Campos, 225 – ambulatório – sala 2. Telefone(s) (11) 953121365, e-mail marcosjuniordefreitas@gmail.com. Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o

Nome resumo do projeto:	Confidencial	
Termo de Consentimento Livre e Esclarecido versão 1.0 de -- de -- de --		
Nome do pesquisador:		
Hospital Das Clínicas Da Faculdade De Medicina Da USP		
	Rubrica do Participante da Pesquisa/Representante legal	Rubrica do Investigador Responsável
	Atualizado dezembro 2019	

Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) – Rua Ovídio Pires de Campos, 225 – 5º andar – tel: (11) 2661-7585, (11) 2661-1548, (11) 2661-1549, *das 7 às 16h de segunda a sexta feira ou por e-mail: cappesq.edm@hc.fm.usp.br*

Fui suficientemente informado a respeito do estudo "Avaliação tomográfica do posicionamento de Rosenberg em pacientes com gonartrose: estudo anatômico e biomecânico".

Eu discuti as informações acima com o Pesquisador Responsável (.....) ou pessoa (s) por ele delegada (s) (.....) sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim os objetivos, os procedimentos, os potenciais desconfortos e riscos e as garantias. Concordo voluntariamente em participar deste estudo, assino este termo de consentimento e recebo um via rubricada pelo pesquisador.

----- Data ____/____/____

Assinatura do participante /representante legal

Nome do participante/representante legal

----- Data ____/____/____

Assinatura do responsável pelo estudo

Nome resumido do projeto:	Confidencial	
Termo de Consentimento Livre e Esclarecido versão 1.0 de ____ de ____ de ____		
Nome do pesquisador:	Rubrica do Participante da Pesquisa/Representante legal Rubrica do Investigador Responsável	
Hospital Das Clínicas Da Faculdade De Medicina Da USP		
	Atualizado dezembro 2019	

ANEXO E - Página eletrônica da calculadora de tamanho amostral desenvolvida pela Universidade da Califórnia de São Francisco (UCFS), disponível no site <https://sample-size.net/sample-size-means>



Sample Size Calculators for designing clinical research

Home

Calculators

CI for proportion

CI for mean

Means - effect size

Means - sample size

Proportions - effect size

Proportions - sample size

CI for proportion - sample size

Survival analysis - sample size

Prevalence

CI for risk ratio

More calculators...

Calculator finder

About calculating sample size

About us

Sample size – Means

Compare the mean of a continuous measurement in two samples. The sample sizes are calculated in two different ways: first using the T statistic (with a non-centrality parameter), then using the Z statistic. The Z statistic approximates the T statistic, but provides sample sizes that are slightly too small. (We provide the Z statistic calculation to allow comparison with other calculators which use the Z approximation.)

Instructions: Enter parameters in the green cells. Answers will appear in the blue box below.

α (two-tailed) =	0.05	Threshold probability for rejecting the null hypothesis. Type I error rate.
β =	0.2	Probability of failing to reject the null hypothesis under the alternative hypothesis. Type II error rate.
q_1 =	0.5	Proportion of subjects that are in Group 1 (exposed)
q_0 =	0.500	Proportion of subjects that are in Group 0 (unexposed); $1 - q_1$
E =	1.05	Effect size (If μ_1 = mean in Group 1 and μ_0 = mean in Group 0, then $E = \mu_1 - \mu_0$)
S =	1.04	Standard deviation of the outcome in the population

Calculate

The standard normal deviate for $\alpha = Z_\alpha = 1.9600$

The standard normal deviate for $\beta = Z_\beta = 0.8416$

Standardized Effect Size = $(E/S) = 1.010$

1. Calculation using the T statistic and non-centrality parameter

N_1 : 17

N_0 : 17

Total: 34

ANEXO F – Carta de aprovação da CAPPESQ para o projeto de pesquisa**DEPARTAMENTO DE ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo****COMISSÃO CIENTÍFICA****IDENTIFICAÇÃO****Protocolo IOT nº 1543 SGP: 22502****Pesquisador Responsável:** Dr. Luis Eduardo Passarelli Tirico**Pesquisador Executante:** Marcos Buxelas de Freitas Júnior**Título:** Avaliação tomográfica do posicionamento de Rosenberg em pacientes com osteoartrite do joelho: estudo anatômico e biomecânico.**Grau de Pesquisa:** Mestrado**PARA USO EXCLUSIVO DA COMISSÃO CIENTÍFICA**

Parecer da Comissão Científica do IOT:

☒ X Aprovado☐ Indeferido

São Paulo, 04 de dezembro de 2022

**Prof. Raphael Martus Marcon**
Presidente
Comissão Científica – DOT**APROVAÇÃO DO DEPARTAMENTO**

São Paulo, 08 de dezembro de 2022

**Prof. Olavo Pires de Camargo**
Chefe do Departamento
Ortopedia e Traumatologia
FMUSP



USP - HOSPITAL DAS
CLÍNICAS DA FACULDADE DE
MEDICINA DA UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO - HCFMUSP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação tomográfica do posicionamento de Rosenberg em pacientes com osteoartrite do joelho: estudo anatômico e biomecânico

Pesquisador: Luis Eduardo Passarelli Tirico

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 55829422.1.0000.0068

Instituição Proponente: Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 5.261.034

Apresentação do Projeto:

Estudo prospectivo em que 30 participantes portadores de osteoartrite do joelho serão submetidos à tomografia de "conebeam" para avaliação mais detalhada da doença

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar a precisão da tomografia "conebeam" em relação ao exame radiológico convencional em participantes portadores de osteoartrite do joelho

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Risco moderado, relacionado à radiação do exame e à pandemia de COVID-19

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O TCLE está claro e completo

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Não há óbices éticos nesta pesquisa

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há óbices éticos nesta pesquisa

Considerações Finais a critério do CEP:

Em conformidade com a Resolução CNS nº 466/12 – cabe ao pesquisador: a) desenvolver o projeto conforme delineado; b) elaborar e apresentar relatórios parciais e final; c) apresentar dados

Endereço: Rua Ovídio Pires de Campos, 225 5º andar

Bairro: Cerqueira Cesar

CEP: 05.403-010

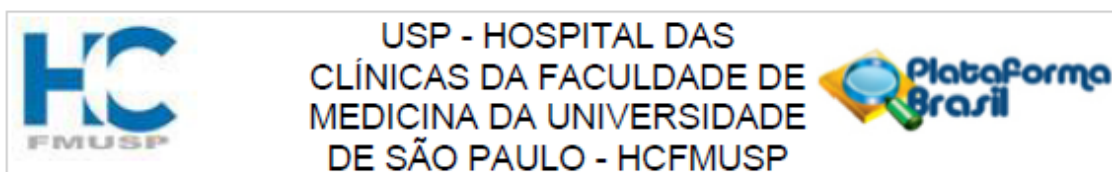
UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)2661-7585

Fax: (11)2661-7585

E-mail: cappelq.adm@hc.fm.usp.br



Continuação do Parecer: 5.261.034

solicitados pelo CEP, a qualquer momento; d) manter em arquivo sob sua guarda, por 5 anos da pesquisa, contendo fichas individuais e todos os demais documentos recomendados pelo CEP; e) encaminhar os resultados para publicação, com os devidos créditos aos pesquisadores associados e ao pessoal técnico participante do projeto; f) justificar perante ao CEP interrupção do projeto ou a não publicação dos resultados.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1889639.pdf	14/02/2022 08:36:57		Aceito
Orçamento	Formulario_de_Custo.doc	14/02/2022 08:36:10	Luis Eduardo Passarelli Tirico	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Formulario_Protocolo_de_Pesquisa.doc	14/02/2022 08:35:43	Luis Eduardo Passarelli Tirico	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Declaracao_Chefe_do_Grupo_IOT.doc	14/02/2022 08:35:32	Luis Eduardo Passarelli Tirico	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Termo_Consentimento_25012022.docx	14/02/2022 08:35:20	Luis Eduardo Passarelli Tirico	Aceito
Cronograma	Cronograma.docx	14/02/2022 08:32:45	Luis Eduardo Passarelli Tirico	Aceito
Declaração de Pesquisadores	APROVACAO_DOT_FMUSP_SGP_22502.pdf	14/02/2022 08:31:57	Luis Eduardo Passarelli Tirico	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto_rosenberg.docx	14/02/2022 08:31:16	Luis Eduardo Passarelli Tirico	Aceito
Orçamento	declaracao_custo_TC.pdf	14/02/2022 08:28:46	Luis Eduardo Passarelli Tirico	Aceito
Declaração de Pesquisadores	declaracao_chefe_do_grupo.pdf	14/02/2022 08:28:27	Luis Eduardo Passarelli Tirico	Aceito
Declaração de Pesquisadores	declaracao_compromisso_mestrado_bru_xelas.pdf	14/02/2022 08:28:12	Luis Eduardo Passarelli Tirico	Aceito
Declaração de Pesquisadores	declaracao_dados_digitais.pdf	14/02/2022 08:27:44	Luis Eduardo Passarelli Tirico	Aceito
Declaração de Pesquisadores	assinaturas_pesquisadores.pdf	14/02/2022 08:27:31	Luis Eduardo Passarelli Tirico	Aceito
Declaração de Pesquisadores	check_list.pdf	14/02/2022 08:27:15	Luis Eduardo Passarelli Tirico	Aceito
Folha de Rosto	FR_rosenberg_assinado.pdf	14/02/2022 08:18:39	Luis Eduardo Passarelli Tirico	Aceito

Endereço: Rua Ovídio Pires de Campos, 225 5º andar
 Bairro: Cerqueira Cesar CEP: 05.403-010
 UF: SP Município: SAO PAULO
 Telefone: (11)2661-7585 Fax: (11)2661-7585 E-mail: cappesq.adm@hc.fm.usp.br



USP - HOSPITAL DAS
CLÍNICAS DA FACULDADE DE
MEDICINA DA UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO - HCFMUSP



Continuação do Parecer: 5.261.034

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO PAULO, 24 de Fevereiro de 2022

Assinado por:
ALFREDO JOSE MANSUR
(Coordenador(a))

Endereço: Rua Ovídio Pires de Campos, 225 5º andar

Bairro: Cerqueira Cesar

CEP: 05.403-010

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)2661-7585

Fax: (11)2661-7585

E-mail: cappesq.adm@hc.fm.usp.br