

**MÁRCIO DE CASTRO FERREIRA**

**ANÁLISE DO BALANCEAMENTO LIGAMENTAR  
COM APLICAÇÃO DE FORÇA MANUAL EMPÍRICA  
NA ARTROPLASTIA TOTAL DE JOELHO**

Tese apresentada à Universidade Federal de  
São Paulo para obtenção do título de Doutor  
em Ciências.

**SÃO PAULO**

**2018**

**MÁRCIO DE CASTRO FERREIRA**

**ANÁLISE DO BALANCEAMENTO LIGAMENTAR  
COM APLICAÇÃO DE FORÇA MANUAL EMPÍRICA  
NA ARTROPLASTIA TOTAL DE JOELHO**

Tese apresentada à Universidade Federal de  
São Paulo para obtenção do título de Doutor  
em Ciências.

**Orientador:** Prof. Dr. Rene Jorge Abdalla  
**Coorientadores:** Prof<sup>ª</sup>. Sheila Jean McNeill Ingham  
Prof. Carlos Eduardo da Silveira Franciozi

**SÃO PAULO**

**2018**

Ferreira, Márcio de Castro

**Análise do Balanço Ligamentar com Aplicação de Força Manual  
Empírica na Artroplastia Total de Joelho** / Márcio de Castro Ferreira. -- São  
Paulo, 2018.  
XVI, 142f.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal de São Paulo, Escola Paulista  
de Medicina. Programa de Pós-Graduação em Cirurgia Translacional.

Título em inglês: Analysis of Ligament Balance with Empirical  
Manual Force Application in Total Knee Arthroplasty.

1. Artroplastia de Substituição. 2. Articulação do Joelho. 3. Doenças  
Articulares.



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO PAULO**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM**  
**CIRURGIA TRANSACIONAL**

**COORDENADORA: Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Lydia Masako Ferreira**

**ORIENTADOR: Prof. Dr. Rene Jorge Abdalla**

**COORIENTADORES: Prof<sup>ª</sup>. Sheila Jean McNeill Ingham**

**Prof. Carlos Eduardo da Silveira Franciozi**

## DEDICATÓRIA

À toda minha família, principalmente aos meus pais e irmão, pelos suporte e exemplos de perseverança e honestidade, além de nunca terem poupado esforços em contribuir com minha formação educacional, moral, ética e familiar.

Ao meu tio avô Oswaldo, tio Badeco, por ter acreditado e ajudado no meu sonho de poder estudar medicina.

A minha amada esposa, Carla Emília, por todo amor e companheirismo durante minha ausência na elaboração deste estudo.

Ao meu filho Lucas, minha fonte infinita de inspiração... meu pequerrucho sapeca que desde o nascimento me ensina o verdadeiro valor da vida e permite que eu acorde todos os dias com o sentimento maravilhoso e indescritível de ser pai.

Ao meu eterno anjinho Nicolás, que me concedeu o sentimento inesquecível de poder sentir a emoção de segurar um filho no colo pela primeira vez... (*in memoriam*)

A todos os professores e mestres que tive ao longo da vida que me forneceram o alicerce para a caminhada até a conclusão deste estudo, além do exemplo para a infindável busca do saber, assim como aos meus amigos de infância e adolescência e faculdade pelos bons exemplos e momentos vividos.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu orientador **PROF. DR. RENE JORGE ABDALLA**, Professor Livre Docente e Afiliado do Departamento de Ortopedia e Traumatologia e Professor Orientador do Programa de Pós-Graduação em Cirurgia Translacional da Universidade Federal de São Paulo, por todas as oportunidades profissionais que me proporcionou e pelo acolhimento paternal que sempre tive durante toda a minha formação teórica e prática em cirurgia do joelho além do incentivo diário incondicional para a realização deste estudo e meu desenvolvimento acadêmico e profissional.

A minha coorientadora **PROF<sup>a</sup>. SHEILA JEAN McNEILL INGHAM**, Professora Afiliada do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Escola Paulista de Medicina da Universidade Federal de São Paulo, pela amizade, atenção, colaboração, apoio, sabedoria e paciência aplicada, durante todo o desenvolvimento do meu trabalho.

Ao meu coorientador **PROF. CARLOS EDUARDO DA SILVEIRA FRANCIOZI**, Professor Afiliado do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Escola Paulista de Medicina da Universidade Federal de São Paulo, pela amizade, atenção, colaboração, apoio, sabedoria e paciência aplicada, durante todo o desenvolvimento do meu trabalho, com indescritível ajuda durante as atividades de captura dos dados durante as realizações das cirurgias.

Aos meus “irmãos” ortopedistas **DR. CAIO CESAR FORTUNA**, **DR. FLAVIO FERREIRA ZIDAN** e **DR. MAURÍCIO RODRIGUES ZENAIDE** pelo incentivo e apoio durante a peregrinação nesta jornada científica.

Ao **DR. MARCUS VINÍCIUS MALHEIROS LUZO**, Chefe do Grupo de Joelho e Artroscopia e Professor Adjunto do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Universidade Federal de São Paulo, pelas oportunidades profissionais que me ofereceu e pelo acolhimento paternal que sempre tive desde o primeiro ano de Residência Médica além da imensurável contribuição para minha formação teórica e prática em cirurgia do joelho além do incentivo constante para o meu desenvolvimento científico.

Aos amigos ortopedistas **DR. MARCELO SEIJI KUBOTA** e **DR. RICARDO DEL PRIORE** pelo incentivo e suporte técnico durante as atividades de captação dos dados durante as realizações das cirurgias.

Às amigas **JULIANNE MARIE PANAR** e **SILVANA APARECIDA SILVA**, responsáveis pelo setor de Educação Médica da Empresa Smith & Nephew do Brasil, pela dedicação na organização e auxílio durante as atividades cirúrgicas no laboratório.

Às secretárias **MARTA REIS, ROSELI DE NAZARÉ PEREIRA PASCHOA** e **SANDRA DA SILVA** do Programa de Pós-Graduação em Cirurgia Translacional da Universidade Federal de São Paulo pela atenção, incentivo e colaboração durante o tempo nesta instituição.

*“O homem científico não pretende alcançar um resultado imediato. Ele não espera que suas ideias avançadas sejam imediatamente aceitas. Seus trabalhos são como sementes para o futuro. Seu dever é lançar as bases para aqueles que estão por vir e apontar o caminho.”*

Nikola Tesla, *The Century Magazine*, junho de 1900.



## SUMÁRIO

DEDICATÓRIA .....	V
AGRADECIMENTOS .....	VI
EPÍGRAFE .....	VIII
SUMÁRIO .....	IX
LISTA DE FIGURAS .....	X
LISTA DE TABELAS .....	XI
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS .....	XIII
RESUMO .....	XV
<i>ABSTRACT</i> .....	XVI
1. INTRODUÇÃO .....	2
2. OBJETIVO .....	8
3. LITERATURA .....	10
4. MÉTODOS .....	84
5. RESULTADOS .....	94
6. DISCUSSÃO .....	110
7. CONCLUSÃO .....	125
8. REFERÊNCIAS .....	127
NORMAS ADOTADAS .....	144
APÊNDICES .....	146

Comitê de Ética – Aprovação

Termo de Consentimento

Artigo

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Avaliação dos <i>gaps</i> com <i>spreaders</i> e tensiômetro .....	5
Figura 2. Tensiômetro <i>Tensor/Balancer - Stryker Howmedica , Allendale,USA</i> .....	16
Figura 3. Instrumental <i>spreader</i> com torquímetro .....	17
Figura 4. Tensiômetro <i>V-STAT tensor, Zimmer, Warsaw, IN</i> .....	22
Figura 5. Tensiômetro <i>Balansys, Mathys, Bern, Switzerland</i> .....	23
Figura 6. Tensiômetro <i>New TKA Tensor</i> .....	26
Figura 7. Tensiômetro <i>Plus Orthopedics AG</i> .....	29
Figura 8. Tensiômetro <i>DePuy Orthopaedics Inc., Warsaw, IN, USA</i> .....	31
Figura 9. Tensiômetro <i>Offset-Repo tensor Zimmer, Tokyo, Japan</i> .....	34
Figura 10. Tensiômetro <i>JDK Stryker, Mahwah, NJ</i> .....	42
Figura 11. Dispositivo digital de mensuração <i>eLIBRA, Inc, Reno, Nevada</i> .....	56
Figura 12. Tensiômetro com torquímetro <i>B.Braun-Aesculap, Tuttlingen, Germany</i> ..	59
Figura 13. Tensiômetro <i>DePuy Orthopaedics Inc., Warsaw, IN, USA</i> .....	61
Figura 14. Tensiômetro paramétrico .....	63
Figura 15. Dispositivo digital de mensuração <i>VERASENSE Inc., Dania Beach, FL</i> ..	66
Figura 16. Tensiômetro <i>Offset-type Aesculap, Tuttlingen, Germany</i> .....	67
Figura 17. Tensiômetro <i>True Tensor Biomet Japan, Inc., Tokyo, Japan</i> .....	73
Figura 18. Tensiômetro <i>Buechel–Pappas TKA system Endotec, Orlando, FL, USA</i> .	79
Figura 19. Dispositivo digital de mensuração <i>XpandOrtho Inc, La Jolla,CA</i> .....	81
Figura 20. Mensuração dos <i>gaps</i> com <i>spreaders</i> e tensiômetro .....	89

## LISTA DE TABELAS E GRÁFICOS

- Tabela 1. Resultados, em Newton, das forças manuais empíricas aplicadas durante as mensurações dos *gaps* de extensão e flexão com *spreaders* com e sem visualização da geometria resultante .....96
- Gráfico 1. Porcentagem de distribuição de força manual empírica aplicada em cada compartimento femorotibial, em extensão e flexão, nas duas etapas das mensurações dos *gaps* com *spreaders* .....97
- Tabela 2. Comparação das forças manuais empíricas aplicadas nas mensurações dos *gaps* nos dois métodos com *spreaders* em relação a mensuração com força padrão, 100 N em extensão e 80 N em flexão em cada compartimento femorotibial, utilizadas nas aferições com o tensiômetro .....98
- Tabela 3. Comparação entre as forças aplicadas empiricamente pelas mãos direita e esquerda durante as mensurações dos *gaps* nos dois métodos com *spreaders* com e sem visualização da geometria resultante da formação do *gap* .....99
- Tabela 4. Distribuição das forças medidas nos dois métodos Extensão/Lateral .....99
- Tabela 5. Distribuição das forças medidas nos dois métodos Extensão/Medial .....100
- Tabela 6. Distribuição das forças medidas nos dois métodos Flexão/Lateral .....100
- Tabela 7. Distribuição das forças medidas nos dois métodos Flexão/Medial .....100
- Gráfico 2. Dimensões dos *gaps* nos três diferentes métodos de mensurações: força manual empírica e uso de *spreaders* com visualização e sem visualização da geometria resultante durante a aplicação da distração e com o uso de um tensiômetro e força aplicada de 100 N em extensão e 80 N em flexão .....101
- Tabela 8. Resultados das dimensões dos *gaps* mensurados, em milímetros, nas três diferentes etapas sequenciais: sem a visualização da geometria resultante durante a aplicação de força manual empírica com *spreaders*; com visualização da geometria resultante da aplicação de força manual empírica com *spreaders*, e com a utilização do tensiômetro e força de distração com 100N em extensão e 80N em flexão em cada Compartimento femorotibial .....102
- Tabela 9. Dimensões dos *gaps* nos três diferentes métodos de mensurações: uso de tensiômetro com 100 N em extensão e 80 N em flexão e com *spreaders* e força manual empírica com e sem visualização da geometria resultante da formação do *gap*.....103

Gráfico 3. A. Diferenças na dimensão dos <i>gaps</i> de extensão e flexão em cada compartimento femorotibial nas mensurações com <i>spreaders</i> e força manual empírica com e sem visualização da geometria resultante da formação do <i>gap</i> em relação as mensurações com força padrão e o uso do tensiômetro.....	104
Tabela 10. Comparação entre as dimensões dos <i>gaps</i> mensurados nos três diferentes métodos de mensurações: uso de tensiômetro com 100 N em extensão e 80 N em flexão em cada compartimento femorotibial e com <i>spreaders</i> e força manual empírica com e sem visualização da geometria resultante da formação do <i>gap</i> .....	105
Gráfico 4. Resultados para a simetria entre os <i>gaps</i> de extensão e flexão mensurados com <i>spreaders</i> e força manual empírica com e sem visualização da geometria resultante da formação do <i>gap</i> em relação aos resultados padronizados através da mensuração com tensiômetro e força controlada.....	106
Tabela 11. Comparação entre as simetrias dos <i>gaps</i> de extensão e flexão mensurados com <i>spreaders</i> com força manual empírica, com e sem visualização da geometria resultante da formação do <i>gap</i> , em relação a mensuração com força padrão de 100 N em extensão e 80 N em flexão em cada compartimento femorotibial utilizadas nas aferições com o tensiômetro .....	107
Tabela 12. Porcentagem de assimetria dos <i>gaps</i> pelos métodos aferidos com <i>spreaders</i> comparado as mensurações com o tensiômetro para uma acurácia de 90%.....	108

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

<b>ATJ</b>	artroplastia total de joelho
<b>BM</b>	<i>blind method</i>
<b>CANC</b>	cirurgia assistida por navegação computadorizada
<b>DDM</b>	dispositivos digitais de mensuração
<b>DP</b>	desvio padrão
<b>EMMI</b>	eixo mecânico dos membros inferiores
<i>et al</i>	<i>et alii</i> (latim), em português, e outros.
<b>EUA</b>	Estados Unidos da América
<b>GEL</b>	<i>gap</i> de extensão lateral
<b>GEM</b>	<i>gap</i> de extensão medial
<b>GFL</b>	<i>gap</i> de flexão lateral
<b>GFM</b>	<i>gap</i> de flexão medial
<b>Kg</b>	quilogramas
<b>lbs</b>	libras
<b>lbf/in</b>	libras de força por polegada
<b>LCA</b>	ligamento cruzado anterior
<b>LCF</b>	ligamento colateral fibular
<b>LCP</b>	ligamento cruzado posterior
<b>LCT</b>	ligamento colateral tibial
<b>MC</b>	método cego
<b>MI</b>	minimamente invasiva
<b>mm</b>	milímetros
<b>MT</b>	método tensiômetro
<b>MV</b>	método visual
<b>N</b>	Newton
<b>Nm</b>	Newton metro

<b>TIT</b>	trato iliotibial
<b>TLM-TC<sup>®</sup></b>	Tensionador Ligamentar Modular-TC
<b>TM</b>	tensiometer method
<b>TPO</b>	tendão do músculo poplíteo
<b>VM</b>	<i>visual method</i>
<b>°</b>	grau ordinário

## RESUMO

**Introdução:** A equalização ligamentar na artroplastia total de joelho (ATJ) é o procedimento mais importante para promover a estabilidade articular.

**Objetivo:** Comparar as mensurações do balanceamento ligamentar realizadas com *spreaders* e aplicação de força manual empírica com as aferições realizadas com um tensiômetro e força padronizada.

**Método:** Vinte e dois cirurgiões operaram 22 joelhos de cadáveres. As tensões ligamentares, com o joelho em extensão e flexão de 90°, foram avaliadas com instrumentais *spreaders* e aplicação de força manual empírica por duas técnicas diferentes: (1) cirurgiões não visualizaram a forma geométrica resultante dos espaços articulares durante a aferição - método cego (MC) e (2) cirurgiões visualizaram o formato dos espaços articulares resultantes durante as mensurações - método visual (MV). Um tensiômetro foi usado para obter a carga correspondente as medições com *spreaders* pelo MC e MV, assim como para aferir os *gaps* com aplicação de força padronizada em 100 N para extensão e 80 N para flexão - método tensiômetro (MT).

**Resultados:** Todas as aferições com *spreaders* apresentaram força e espaços articulares superdimensionados e assimétrico ( $p < 0,0001$ ) comparados as mesmas mensurações com tensiômetro e força padrão em extensão e flexão. As mensurações pelo MV produziram menos assimetria e hiperdimensões em relação ao MT comparado ao MC.

**Conclusão:** O balanceamento ligamentar realizado com *spreaders* e força manual empírica produziu espaços superdimensionados e assimétricos em comparação ao uso do tensiômetro. Não foi observado viés durante a visualização do formato geométrico resultante dos espaços articulares durante aferição com *spreader*.

## ABSTRACT

**Introduction:** Ligament balance in total knee arthroplasty (TKA) is the most important surgical time to promote joint stability. **Objective:** To analyze two methods of manual spreader gap assessment accuracy, visual vs blinded, compared with a controlled tensioner in total knee arthroplasty. **Methods:** Twenty-two fresh frozen cadaver knees were used to perform total knee arthroplasty by 22 surgeons. Extension and flexion gaps were measured with empirical manual force application with spreaders in two different manners: (1) surgeons were blinded to gap geometry formation d blind method group (BM) and (2) surgeons viewed them - viewing method group (VM). A tensioner was used to measure the corresponding ligament tension applied during spreader measurements and to measure the extension and flexion gaps with standard force of 100 and 80 N in each femorotibial compartment - tensioner method (TM). **Results:** All measurements with spreaders (VM and BM) presented extension and flexion gaps oversized and asymmetric ( $p < .0001$ ), when compared with the same gaps measured with the tensioner. Gaps measured in the VM group presented results with slightly less oversizing and asymmetries than the measurements in the BM group compared with TM. **Conclusion:** The assessment of extension and flexion gaps with empirical manual applied force spreaders produced oversized and asymmetric gaps compared with the use of tensioner. No visual influence was observed during the spreader applied empirical manual force compared with the blinded assessment.



## **INTRODUÇÃO**

## **1. INTRODUÇÃO**

Artroplastia total de joelho (ATJ) é uma cirurgia que promove excelentes resultados funcionais em pacientes portadores de gonartrose, sem melhora satisfatória com o tratamento conservador: medicamentoso, fisioterápico e mudança do hábito de vida (MATSUMOTO *et al*, 2009).

A crescente demanda para ATJ deve-se, principalmente, ao envelhecimento da população, além do aumento das sequelas articulares devido as lesões esportivas no joelho (KURTZ *et al*, 2007a). Estima-se que, de 2007 a 2030, ocorra um crescimento de 700% para os procedimentos de ATJ nos Estados Unidos da América (EUA) (KURTZ *et al*, 2007b). No Brasil, as informações referentes as cirurgias de ATJ são escassas. Os dados informados pelo Sistema Único de Saúde (SUS) que refletem a realidade dos hospitais públicos nacionais, demonstram um aumento do custo para esta cirurgia em 36,6% e do número de procedimentos em 38% entre 2008 e 2012 (FERREIRA *et al*, 2017); no Estado de São Paulo o crescimento da ATJ observado, entre 2003 e 2010, foi de 143% (CARVALHO *et al*, 2016).

Dois quesitos técnicos são considerados os principais pilares conceituais para o sucesso cirúrgico e longevidade dos implantes em ATJ: manter o eixo mecânico dos membros inferiores (EMMI) centralizado no joelho, e equilibrar os ligamentos e dimensões entre os compartimentos femorotibiais medial e lateral - conceito também denominado balanço ligamentar ou equilíbrio dos espaços articulares. (INSALL *et al*, 1985; LURING *et al*, 2006b).

Para a obtenção dos cortes ósseos femoral distal e tibial proximal perpendiculares ao EMMI, primeiramente foram descritos o uso de guias intramedulares e extramedulares (INSALL *et al*, 1985). O desenvolvimento da cirurgia assistida por navegação computadorizada (CANC) passou a contribuir para obtenção dos cortes ósseos mais precisos (MOTA e ALBUQUERQUE, 2011; LUZO *et al*, 2014).

No entanto, entre os dois principais fatores citados para o êxito técnico da artroplastia, o balanço ligamentar merece relevante destaque para o sucesso cirúrgico uma vez que, junto com as infecções articulares, a instabilidade é uma das principais causas de revisões de ATJ (YERCAN *et al*, 2005; SHARKEY *et al*, 2014; RISITANO *et al*, 2017), sendo que, cerca de metade de todas as revisões de ATJ poderiam ser prevenidas com o balanceamento ligamentar correto (BABAZADEH *et al*, 2009).

Ainda que a ATJ seja prioritariamente caracterizada pela substituição das superfícies articulares comprometidas pela artrose, INSALL *et al* (1985), FEHRING *et al* (2001) e MATSUMOTO *et al* (2011a) enfatizaram a relevância do equilíbrio ligamentar para esta cirurgia, e assim, classificaram a ATJ “um procedimento de partes moles”, ou seja, exaltaram a importância técnica primária em equilibrar as tensões nas estruturas cápsulo-ligamentares estabilizadoras do joelho, fator que impõe ao equilíbrio dos espaços articulares, os chamados *gaps*, um tempo cirúrgico relevante na ATJ.

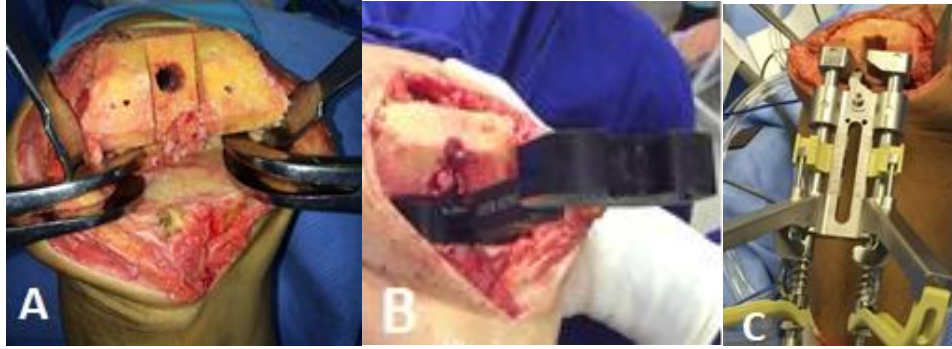
A expressão *gap*, embora seja uma palavra de origem inglesa que significa “espaço” em português, é utilizada de forma usual pelos cirurgiões Brasileiros para denominar os espaços resultantes após a realização dos cortes ósseos femorais e tibial na ATJ.

O objetivo principal do equilíbrio dos *gaps* consiste em manter as tensões simétricas nas estruturas estabilizadoras dos compartimentos femorotibiais medial e lateral do joelho proporcionando uma geometria retangular no espaço articular, e conseqüentemente, estabilidade e melhor distribuição de carga nos implantes em toda amplitude de movimento do joelho. (INSALL *et al*, 1985; KIM, NELSON, LOTKE, 2004; GANDHI *et al*, 2006).

Desta forma, quando presente assimetria nos *gaps*, devem ser utilizados artifícios técnicos para equalizá-los, tais como interferir no tamanho do implante femoral ou cortes ósseos, liberação das partes moles contraturadas, ou retensionamento ligamentar no compartimento frouxo para obter *gaps* retangulares e simétricos.

Uma dificuldade comum nas ATJ consiste em determinar a acurácia do balanceamento ligamentar durante a cirurgia, visto que o resultado é diretamente dependente da técnica aplicada para a mensuração, que, por muitas vezes, é conduzido de maneira “artesanal” pela experiência e “sensação” do cirurgião, e não por critérios objetivos (KRACKOW, MIHALKO, 1999; MATSUMOTO *et al*, 2009).

O balanço ligamentar é tradicionalmente realizado com instrumentais que permitem aplicar distração nos *gaps* após a realização dos cortes ósseos. No Brasil, os instrumentais disponibilizados pelos distribuidores de implantes para aferir os *gaps* são, principalmente, os distratores tipo laminar *spreaders* e os blocos espaçadores (Figura 1A e 1B). GAMADA *et al* (2008) demonstrou que a cinemática da ATJ equilibrada com *spreaders* se apresentou mais fisiológica comparado ao uso dos blocos espaçadores.



**Figura 1.** A, mensuração do *gap* de flexão com distratores *spreaders* com simetria de tensão medial e lateral e espaço retangular; B, mensuração do *gap* de flexão com bloco espaçador para avaliação se simetria de tensão entre os compartimentos; C, Tensionador Ligamentar Modular-TC<sup>®</sup> (Smith & Nephew<sup>®</sup>, Aarau, Switzerland).

A crítica presente a estes dois instrumentos de balanceamento ligamentar baseia-se na incapacidade de precisar a tensão aplicada nos compartimentos femorotibiais durante a equalização ligamentar (GRIFFIN, INSALL, SCUDERI, 2000). A subjetividade na análise do equilíbrio dos *gaps* com *spreaders* é corroborada pelas diferentes descrições observadas na avaliação intra-operatória com estes instrumentos expostas por GRIFFIN, INSALL, SCUDERI (2000) e IN *et al* (2009) que descreveram aplicação de força manual máxima para as aferições dos *gaps* e POLITI & SCOTT (2004) e TANZER, SMITH, BURNETT (2002) que não relataram o parâmetro de força aplicada durante o equilíbrio dos *gaps*.

A fim de minimizar a subjetividade nas mensurações dos *gaps* avaliados com *spreaders* e blocos espaçadores foram desenvolvidos instrumentais capazes de proporcionar ao cirurgião o controle da força aplicada, e, desta forma, permitir aplicar tensão pré-estipulada e simétrica. Estes dispositivos são denominados dinamômetros ou tensiômetros (MORO-OKA *et al*, 2010) (Figura 1C).

Outro método objetivo na mensuração do equilíbrio ligamentar durante a ATJ é utilizar os dispositivos digitais de mensuração (DDM). Trata-se de sensores colocados nos polietilenos de teste que captam as forças compressivas articular durante toda amplitude de movimento (CAMARATA, 2014; NIELSEN *et al*, 2018). Sensores digitais de mensuração não estão disponíveis para uso no Brasil, até o presente momento.

Ao mesmo tempo que a realidade Brasileira disponibiliza para o balanceamento ligamentar instrumentos vinculados a subjetividade para equalizar os ligamentos em ATJ, não se encontram estudos que avaliaram a quantidade de força manual empírica aplicada pelos cirurgiões ao utilizar *spreaders* para as mensurações dos *gaps* e sua correspondência com as simetrias do balanceamento ligamentar (SASAKI, 2018). Portanto, não há resposta se o uso dos *spreaders* pode incorporar viés no equilíbrio dos *gaps*.

Alguns fatores podem influenciar nas mensurações dos *gaps* como a via de acesso no mecanismo extensor (NIKI *et al*, 2012), assim como a altura e o posicionamento patelar durante as aferições (SASAKI *et al*, 2012; YOON *et al*, 2014). No entanto, outro potencial fator de viés, ainda não estudado, repousa na hipotética influência que a visualização da geometria em formação dos *gaps* durante a aplicação de força manual empírica com instrumentais *spreaders* pode agregar durante o balanceamento ligamentar.

Alinhado com todos os conceitos previamente descritos, fez-se este estudo, a fim de compreender melhor as mensurações dos *gaps* realizadas com instrumentais *spreaders* e aplicação de força manual empírica.

**OBJETIVO**

## 2. OBJETIVO

Primário: avaliar a força manual empírica aplicada durante a mensuração dos *gaps* com instrumentais *spreaders* na artroplastia total de joelho (ATJ) e suas implicações relacionadas as dimensões e simetria dos espaços articulares em extensão e flexão de 90°.

Secundário: avaliar se a visualização do formato geométrico do *gap* durante a aplicação de força manual empírica nas mensurações com instrumentais *spreaders* influencia na tensão aplicada durante o balanceamento ligamentar em ATJ.



**LITERATURA**

### 3. LITERATURA

FREEMAN, SWANSON, TODD (1973) descreveram os princípios para o procedimento de artroplastia total de joelho (ATJ). (1) O implante da prótese deve exigir a remoção de osso não mais do que uma artrodese primária e deve deixar grandes superfícies planas de osso esponjoso. (2) As chances de soltura devem ser minimizadas: a) Os componentes femoral e tibial devem estar constrictos de forma incompleta um em relação ao outro, de modo que os momentos de torção, varo ou valgo não possam ser transmitidos entre a prótese e o esqueleto; b) O atrito entre os componentes deve ser minimizado; c) Qualquer limitador de hiperextensão deve ser progressivo e não em ação repentina; d) O implante deve ser ajustado ao osso de modo que ele distribua as cargas sobre a maior área possível da interface osso-prótese. (3) A produção de detritos de desgaste deve ser minimizada e os detritos produzidos devem ser o mais inócuo possível, o que leva a uma preferência por superfícies de rolamento de metal sobre plástico, que devem ser tão grandes quanto possível para manter a tensão superficial baixa. (4) A probabilidade de infecção deve ser minimizada pela presença de componentes protéticos compactos com poucos espaços mortos. (5) As consequências da infecção devem ser minimizadas evitando-se hastes intramedulares longas e cimento intramedular. (6) Um procedimento de inserção padrão deve estar disponível. (7) A prótese deve permitir um movimento de 5° de hiperextensão a pelo menos 90° de flexão. (8) Alguma liberdade de rotação deve ser resistida. (9) Movimentos excessivos em qualquer direção devem ser resistidos pelos tecidos moles, particularmente os ligamentos colaterais.

INSALL, BINAZZI, SOUDRY, MESTRINER (1985) publicaram uma revisão conceitual sobre os princípios técnicos para a cirurgia de artroplastia total de joelho (ATJ). Enfatizaram a necessidade de correção das deformidades angulares nos membros inferiores com o restabelecimento do eixo mecânico centralizado no joelho ao término da cirurgia, assim como expuseram a relevante importância que deve ser dedicada para o balanceamento ligamentar através da liberação gradual das estruturas contraturadas, tanto nas deformidades em varo como e valgo para a obtenção e *gaps* simétricos – técnica dos *gaps*. Os autores descrevem o uso de um tensionador mecânico para a mensuração dos *gaps*, no entanto, não há relato sobre o padrão de tensão aplicada para a equalização ligamentar.

HUNGERFORD, KRACKOW, (1985) relataram bons desfechos, em quatro anos de pós-operatório, de ATJ não cimentadas em pacientes submetidos a cirurgias com preservação do ligamento cruzado posterior (LCP) em que o conceito técnico do alinhamento anatômico foi usado – técnica da ressecção mensurada. A altura da linha articular foi preservada e o valgo femoral anatômico foi fixado em 9° a 10° enquanto a ressecção proximal da tibia foi realizada com 3° de varo mantendo assim a obliquidade articular fisiológica. O alinhamento anatômico resultante de 6 graus de valgo foi mantido. Além disso, a inclinação anatômica posterior do planalto tibial foi mantida.

ATTFIELD *et al* (1994) utilizaram em oito pacientes submetidos a ATJ um dispositivo desenvolvido com eletrodos, denominado *Manual Derby Balancer*, para mensurar a simetria dos *gaps* em acordo com a angulação formada pelos cortes tibial proximal e femoral distal. Os

resultados demonstraram que a análise de desvio angular entre os cortes ósseos pode ser utilizada para definir a equalização ligamentar. No entanto não foi citado a tensão aplicada durante a mensuração dos *gaps*. Também ressaltaram a dificuldade existente para obter critérios objetivos na equalização ligamentar com instrumentos de força manual não controlada como espaçadores e *spreaders*, já que a propriedade viscoelástica das estruturas periarticulares permite ambiguidade de interpretação do parâmetro de referência.

NORTHMORE-BALL, FREEMAN, BARNES (1995) dissertaram sobre o potencial desgaste do polietileno proporcionado pelo posicionamento rotacional incongruente entre os componentes femoral e tibial (polietileno). Sete por cento das revisões de ATJ realizadas nos primeiros quatro anos e meio de pós-operatório corresponderam a problemas nas superfícies de contatos dos implantes. Os autores ressaltam a importância do alinhamento congruente, principalmente, o posicionamento rotacional tibial com o plano de movimento do joelho para evitar a desarmonia de contato entre os componentes femoral e polietileno, e assim, minimizar as falhas por desgaste precoce.

KRACKOW, MIHALKO (1999) estudaram, em 12 peças anatômicas, a influência da liberação das estruturas estabilizadoras laterais e sua repercussão nos *gaps* de extensão e flexão durante o balanço ligamentar em joelhos. Concluíram que o ligamento colateral fibular (LCF) deve ser a primeira estrutura a ser liberada para corrigir a assimetria em valgo seguido do tendão do poplíteo (TPO) e do trato iliotibial (TIT). No entanto, não foi citada a força de distração articular aplicada durante as liberações das estruturas laterais do joelho para a análise dos *gaps*.

GRIFFIN, INSALL, SCUDERI (2000) estudaram a acurácia do balanceamento ligamentar com aplicação de força manual máxima em instrumentais *spreaders*. Um único cirurgião avaliou a dimensão e simetria dos *gaps* de extensão e flexão de 104 joelhos sem desvio significativo do EMMI, 16 em valgo e 63 em varo. Apenas 7,7% de todos os 104 joelhos estudados apresentaram *gaps* de extensão e flexão com a mesma dimensão e simetria. Os *gaps* de flexão apresentaram 47,1% completamente retangulares, 89,4% apresentaram assimetria em até 1mm, 99,0% assimetrias até 2 mm e 100% em até 3 mm. Os *gaps* de extensão foram perfeitamente retangulares em 50% dos pacientes, 83,7% demonstraram assimetria em até 1 mm, 97,1% em até 2 mm e 100% em até 3 mm. Os autores observaram que os *gaps* laterais se apresentaram maiores nas assimetrias. Constataram que o parâmetro anatômico mais consistente para determinar a rotação do componente femoral quando a ATJ foi realizada pela técnica do *gap* e via de acesso parapatelar medial com preservação do ligamento cruzado posterior (LCP) foi o eixo biepicondilar seguido do eixo de Whiteside e côndilos posteriores. Em autocrítica a metodologia aplicada nas mensurações dos *gaps*, os autores sugeriram que o uso de um tensiômetro poderia agregar maior valor no balanceamento ligamentar.

KATZ *et al* (2001) estudaram, em oito joelhos de cadáveres, a acurácia dos parâmetros para determinar a rotação do componente femoral pela simetria do *gap* de flexão. Concluíram que o eixo anteroposterior de Whiteside e corte tibial proximal foram os mais fidedignos para esta finalidade. No entanto, não foi descrito a técnica nem o instrumento utilizado para as mensurações dos *gaps*.

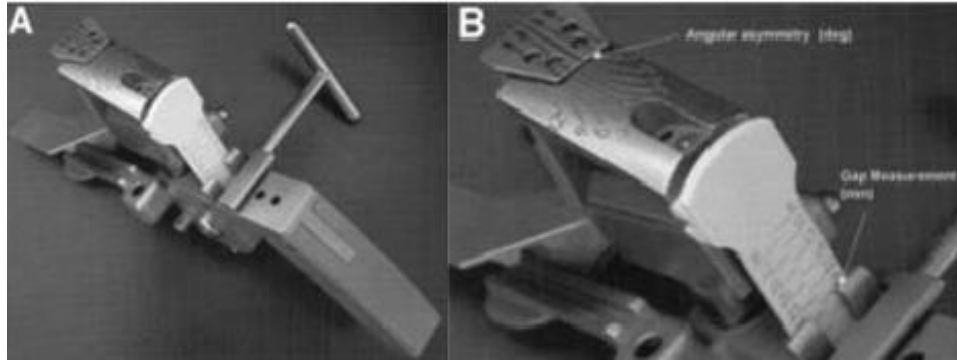
PETERS, MOHR, BACHUS, (2001) comparam dois métodos de liberação de partes moles lateral para o balanceamento ligamentar em 14 peças anatômicas de joelho com deformidade em valgo. A diferença entre as técnicas consistia na liberação da cápsula posterolateral antecedendo a liberação do TIT por secção ou perfuração das estruturas. Foram divididos em dois grupos: método A seccionou as estruturas e o método B perfurou. As mensurações dos *gaps* foram realizadas por dois médicos que utilizaram distratores com força manual empírica – um estudo piloto mostrou método reproduzível com margem de 5%. Os resultados permitiram a conclusão que os *gaps* equalizados com a secção da cápsula posterolateral seguido de perfuração do TIT formaram *gaps* melhor balanceados.

FEHRING *et al* (2001) revisaram os mecanismos de falha em 279 pacientes submetidos a ATJ no período de cinco anos de pós-operatório. Constataram que 38% das revisões foram devido a infecção, 27% por instabilidade, 13% por falência de integração nas artroplastia sem cimento, 8% por problemas patelofemorais, 7% por desgaste do polietileno ou osteólise, 3% por soltura asséptica na interface do cimento e os outros 4% por problemas diversos. Os autores exaltaram o fato de que as ATJ não são apenas procedimentos de “carpintarias ósseas”, e advertiram que, se todas as ATJ no grupo de pacientes analisados tivessem sido cimentadas e balanceadas cuidadosamente, potencialmente o número total falhas gerais teriam sido reduzido em 25%.

TANZER, SMITH, BURNETT (2002) compararam o desfecho cirúrgico, através do *Knee Society Clinical and Radiographic Scoring Systems*, em 40 ATJ randomizadas em duas técnicas diferentes: com preservação e ressecção do LCP. Todas as cirurgias foram realizadas

pelo mesmo cirurgião. Não foi descrito o instrumental ou o parâmetro de equalização ligamentar utilizado. O resultado demonstrou que não houve superioridade de uma técnica sobre a outra quando os mesmos parâmetros de balanceamento ligamentar foram aplicados. Foi considerado alinhamento pós-operatório aceitável do eixo mecânico dos membros inferiores (EMMI) resultante em até 3° de desvio em varo e valgo.

WINEMAKER (2002) comparou o desfecho clínico em 83 ATJ consecutivas realizadas por dois métodos diferentes para determinar o posicionamento rotacional do componente femoral, técnica da ressecção mensurada e técnica do *gap*. No grupo da ressecção mensurada os parâmetros anatômicos foram utilizados como referência, já a técnica do *gap* utilizou um tensiômetro sem graduação de força capaz de determinar a dimensão dos compartimentos medial e lateral e a variação angular do *gap* (*Tensor/Balancer device - Stryker Howmedica Osteonics, Allendale, New Jersey*) (Figura 2A e 2B). Foram considerados simétricos os *gaps* com variação até 3° (quer seja varo ou valgo) e 3 mm. Na técnica da ressecção mensurada a avaliação foi realizada através de manobra de estresse manual em varo e valgo. Os resultados demonstraram que o uso do tensiômetro permitiu melhor mapeamento angular, rotacional e para dimensão dos *gaps*. Os joelhos que apresentaram maior rotação femoral e assimetria estavam relacionados com as maiores deformidades de EMMI mensuradas em radiografias pré-operatória. Os desfechos clínicos não apresentaram superioridade de uma técnica em relação a outra após seis semanas de cirurgia.



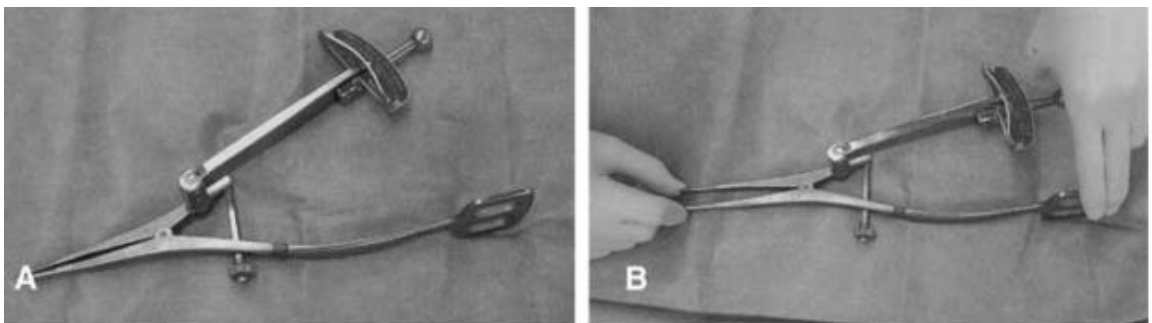
**Figura 2.** A e B, tensiômetro (*Tensor/Balancer device - Stryker Howmedica Osteonics, Allendale, New Jersey*) utilizado para mensurar a dimensão e assimetria angular durante o balanceamento ligamentar. WINEMAKER (2002)

ISHII *et al* (2003) utilizaram o artrômetro Telos (*Fa Telos, Medizinisch-Technische, Griesheim, Germany*) com aplicação de 150 N em 77 joelhos com ATJ operados pelas técnicas de preservação e ressecção do LCP para avaliar a frouxidão articular pós-operatória em varo e valgo. Concluíram que 4° de desvio angular foi um resultado aceitável para sobrevida do implante em cinco a nove anos. Todos os procedimentos cirúrgicos foram realizados por dois cirurgiões que determinaram o equilíbrio ligamentar intra-operatório com técnica e instrumental não descritos no estudo.

YAGISHITA, MUNETA, IKEDA (2003) estudaram em 45 ATJ o comportamento gradual da liberação de partes moles no compartimento medial em joelhos com deformidades em varo. Dois cirurgiões utilizaram instrumentais *spreaders* com torquímetro e aplicaram 5 Nm de força (Figura 3A e 3B) nas mensurações dos *gaps* de extensão e flexão de 90° e, sequencialmente, realizaram as liberações das estruturas estabilizadoras mediais. Os resultados demonstram que a remoção do LCP aumentou em



média, 1,8 mm o *gap* medial e 1,9 mm o lateral em extensão e 2,7 mm medialmente e 2,9 mm em flexão. A liberação da cápsula posteromedial proporcionou aumento de 1,4 mm medialmente e 1,2 mm lateralmente em extensão e um aumento de 1,9 mm e 1,7 mm em flexão. A exérese dos osteófitos mediais resultou em aumento de 1,9 mm no *gap* medial e 0,7mm lateralmente em extensão e 1,7mm e 1,3mm em flexão. A liberação completa da inserção distal do ligamento colateral tibial (LCT) resultou em aumento de 2,0 mm no *gap* medial e de 0,3 mm lateralmente em extensão e 2,4 mm e 0,9 mm em flexão. O corte gradual de LCT no nível da linha articular resultou em um 2,8 mm no *gap* medial e 0,4 mm no lateral com o joelho em extensão e um aumento de 4,1 mm e 2,0 mm em flexão. Foi demonstrado que 29% e 22% dos joelhos não foram considerados balanceados em extensão e flexão para assimetrias até cinco milímetros entre os compartimentos medial e lateral. Os resultados demonstraram que não ocorreu um aumento linear preciso durante o balanceamento ligamentar em joelhos em varo. Os resultados das medições mostraram que cada procedimento, passo-a-passo, apresentou tendência de aumento dos *gaps*.



**Figura 3.** A e B, instrumental *spreader* com torquímetro para mensuração dos *gaps*. YAGISHITA, MUNETA, IKEDA (2003).

ASANO, HOSHINO, WILTON (2004) estudaram em 77 ATJ a relação das tensões ligamentares periarticulares com a mobilidade articular pós-operatória. Foi utilizado um instrumental tensionador (*Stryker Howmedica Os-teonics, Allendale, New Jersey*) (Figura 2A e 2B) para as mensurações. O critério angular de tolerância para assimetria dos *gaps* foi de 3°. Não existiu padrão de tensão constante nas mensurações das tensões de partes moles em extensão e flexão. O menor valor de tensão aplicado para os *gaps* de extensão e flexão foi 70.8N e os maior 180N, com resultado médio de  $126.8 \pm 23.6$  N para extensão e  $120.7 \pm 22.7$  N para flexão. A diferença média na tensão aplicada entre os *gaps* de extensão e flexão foi de  $23 \pm 23.9$ N. Pôde-se observar que não houve correlação significativa entre a tensão nos estabilizadores do joelho e o ângulo de flexão pós-operatório alcançado.

KUSTER, BITSCHNAU, VOTRUBA (2004) analisaram se o desfecho clínico pós-operatório em ATJ é melhor em pacientes que apresentaram tensões maiores ou menores nos *gaps*. Vinte e dois pacientes submetidos a ATJ bilateral foram avaliados, por um mesmo cirurgião, através de radiografias em que foram aplicados estresse manual em varo e valgo com o joelho posicionado em 30° de flexão. O critério de tensão ideal para simetria foi estabelecido em abertura de 4°, sendo os valores de abertura articular menor ou maior que 4° considerado tenso e frouxo. Não foi descrito o método ou instrumental utilizado para o balanceamento ligamentar durante as cirurgias. Os próprios pacientes foram utilizados como grupo controle, e se observou melhores resultados clínicos nos pacientes que apresentaram joelhos com abertura maior que 4°.

POLITI & SCOTT (2004) propuseram um método para realizar o equilíbrio ligamentar em joelhos com deformidade em valgo através de liberação da porção lateral do retináculo patelar incisionado em aspecto cruciforme. O método utilizado pelos autores para avaliar as tensões em 35 ATJ, e por consequência, realizar o balanço ligamentar foi a aplicação de força manual empírica em *spreaders*. O critério de simetria foi estabelecido com tolerância para assimétrica de três a quatro milímetros para o *gap* de flexão. Foi concluído que esta técnica permitiu equilibrar deformidades angulares em valgo com mais de 15°.

TOKUHARA *et al* (2004) avaliaram o comportamento fisiológico das estruturas estabilizadoras mediais e laterais do joelho em 90° de flexão. Vinte pacientes voluntários foram submetidos a exames de ressonância magnética de joelho, em posição neutra e sob estresse passivo varo e valgo em 90° de flexão, em que foram constatadas que as estruturas laterais apresentaram frouxidão fisiológica de 6,7 mm e as mediais de 2.1 mm, demonstrando assim, que o *gap* de flexão fisiológico sob tensão não é retangular.

ZALZAL *et al* (2004) estudaram em 86 pacientes submetidos a ATJ as tensões do envelope de partes moles em um joelho com osteoartrite e, desta forma, procuraram estimar a tensão ideal a qual se deve esperar com a implantação do polietileno definitivo. Foi utilizado um tensiômetro manual (*Stryker Howmedica Osteonics, Allendale, New Jersey*) (Figura 2A e 2B) para as mensurações do balanço ligamentar. O parâmetro utilizado para estabelecer a tensão máxima nas partes moles foi determinado quando não ocorreu acréscimo de tamanho nos *gaps* mesmo com aumento do torque de 5 lbf/in. A rotação do componente femoral foi aplicada pela técnica do *gap*. A escolha do polietileno definitivo foi determinada de

modo que a abertura, em varo e valgo, não apresentasse assimetria maior que dois milímetros durante a amplitude do movimento do joelho, no entanto, não foi citada a forma que foi avaliada. Os resultados demonstraram que a rigidez média articular não foi influenciada pela idade, sexo e a posição do joelho dentro dos subgrupos que preservaram e ressecaram o LCP. Os *gaps* de flexão e extensão apresentaram rigidez média maior quando preservaram o LCP comparado a sua ressecção. O desvio padrão das mensurações que preservaram o LCP foram mais amplos comparados a técnica de ressecção, e assim, as tensões foram mais variáveis com o LCP íntegro e, portanto, o balanço ligamentar nestas situações foi mais desafiador. As tensões médias articular não se mostraram significativamente diferentes entre os *gaps* de extensão e flexão nos implantes com e sem o LCP. Os autores concluíram que a tensão final em uma ATJ é semelhante ao ponto final da relação força vinculado ao aumento do *gap*, e especularam que a força manual empírica pode ser um método relativamente acurado para o balanceamento ligamentar com *spreaders*. Os autores acreditam que o uso de um dispositivo tensionador de ligamentos pode ser justificado já que as técnicas que utilizam blocos espaçadores ou *spreaders* ainda dependem da "sensação do cirurgião", fato desafiador envolvendo principalmente a formação de médicos residentes.

YERCAN *et al* (2005) dissertaram sobre os conceitos teóricos para os cortes ósseos e princípios do balanceamento ligamentar que devem ser aplicados em uma cirurgia de ATJ com o objetivo de diminuir a grande incidência de instabilidade que podem ser responsáveis por 10 % a 22 % das causas de revisão.

CLARKE *et al* (2005) acompanharam o desfecho clínico, com seguimento médio de 54 meses, de 24 pacientes submetidos a ATJ em

membros inferiores com deformidade em valgo. A técnica utilizada para liberar os estabilizadores contraturados foi a de múltiplas perfurações das estruturas posterolaterais, conhecida pela sua nomenclatura em inglês “*pie crusting*”. A mensuração do balanço ligamentar foi realizada com aplicação de força manual empírica em instrumentais *spreaders*, sem descrição para tolerância de assimetria nos *gaps*. Não ocorreu nenhum caso de soltura asséptica, instabilidade ou insatisfação clínica.

SUGAMA *et al* (2005) estudaram o impacto das liberações de partes moles para equalizar o *gap* de flexão e o *gap* de extensão em 50 joelhos com deformidade angular em varo submetidos a ATJ. Os resultados demonstraram que o *gap* de extensão apresentou resultado médio de aumento em 2,5 mm quando o *gap* de flexão é sequencialmente. Para o balanceamento ligamentar foram utilizados blocos espaçadores e um tensiômetro (*V-STAT tensor, Zimmer, Warsaw, Indiana*) (Figura 4) com aplicação de 40 lb de carga. Os autores descreveram que a equalização ligamentar através da formação dos *gaps* retangulares é o principal objetivo técnico em uma ATJ, e concluíram que a preparação do *gap* de extensão primeiramente pode ser alterada com a realização de liberações de partes moles potencialmente necessárias para equalizar o *gap* de flexão após o de extensão.

LURING *et al* (2006a) estudaram em oito peças anatômicas de joelho a influência do alinhamento coronal em acordo com a liberação de partes moles mediais em ATJ com plataforma tibial rotatória pelo método de cirurgia assistida por navegação computadorizada (CANC). Foi demonstrado que a maior abertura no eixo coronal foi obtida quando as estruturas tibiais anteromediais e capsular foram liberadas

subperiostealmente seis centímetros abaixo da linha articular em extensão e em flexão após a liberação do ligamento colateral tibial (LCT) e LCP. No entanto, os autores não explicaram o método aplicado de tensão para quantificar a abertura proporcionada pela liberação de partes moles seletivas.



**Figura 4.** Tensiômetro V-STAT tensor, Zimmer, Warsaw, Indiana, USA. SUGAMA *et al* (2005).

LURING *et al* (2006b) analisaram, em dez joelhos de cadáveres, a importância da liberação gradual das estruturas mediais para verificar a influência progressiva do aumento dos *gaps* de extensão e flexão, e por consequência, a repercussão sobre o alinhamento axial do membro. As cirurgias foram realizadas pelo método CANC, e para o balanceamento ligamentar utilizaram um tensiômetro (*Balansys, Mathys, Bern, Switzerland*) (Figura 5) com tensão de 150 N em cada compartimento em

extensão e 90 N em flexão, justificado pela orientação do fabricante. A liberação foi progressiva e sequencial respeitando as estruturas: levantamento subperiosteal das estruturas mediais 2 cm abaixo da linha articular, liberação da cápsula pósteromedial e inserção do músculo semimembranoso, liberação subperiosteal das estruturas mediais 4 cm abaixo da linha articular, levantamento subperiosteal das estruturas mediais 6 cm abaixo da linha articular, liberação do LCM no côndilo femoral, liberação da metade medial do LCP na tíbia e liberação total do LCP. Os resultados demonstraram que o maior efeito valgizante em extensão foi observado após a liberação subperiosteal das estruturas mediais 6 cm abaixo da linha articular e em flexão após a liberação do LCT.



**Figura 5.** Tensiômetro (*Balansys, Mathys, Bern, Switzerland*). LURING *et al* (2006b).

CHRISTEN *et al* (2007) observaram a relação da tensão no *gap* de flexão e sua influência na translação tibial anterior em 91 ATJ com implantes que preservaram o LCP. Utilizaram um tensiômetro (*Balansys, Mathys, Bern, Switzerland*) para mensurar os *gaps* com três forças de

distrações aplicadas, 100 N, 150 N e 200 N, e a translação da tíbia foi medida em milímetros. Os resultados demonstraram que quando o *gap* de flexão, em 90°, aumentou em 1mm proporcionou translação anterior tibial em relação ao fêmur de 1,25 mm. Os autores chamaram a atenção para o cuidado que se deve ter com a escolha do polietileno pois o aumento da tensão em implantes que preservam o LCP pode interferir no contato do implante femoral, e conseqüentemente, favorecer o desgaste.

YAU, CHIU, TANG (2007) compararam em 25 ATJ CANC realizadas com ressecção do LCP os métodos do posicionamento rotacional do componente femoral e estabeleceram a acurácia para utilização do eixo transepicondilar, eixo condilar posterior, linha de *Whiteside* e o método do *gap* ao eixo transepicondilar aferido por tomografia computadorizada (TC) pré-operatória. Foi utilizado um tensionador (*Stryker Howmedica Osteonics, Allendale, New Jersey*) (Figura 2A e 2B) sem descrever a força aplicada para mensuração do *gap* de flexão. Nas mensurações, os intervalos de erro variaram para o eixo transepicondilar em 28° (17° rotação interna a 11° de rotação externa), eixo condilar posterior 27° (13° rotação interna a 14° rotação externa), linha de *Whiteside* 32° (17° rotação interna a 15° rotação externa) e técnica do *gap* 26° (14° rotação interna a 12° rotação externa). Foi demonstrado que 56% das mensurações baseadas no eixo transepicondilar, 72% dos eixos condilares posteriores, 60% das linhas de *Whiteside* e 20% do método do *gap* apresentaram erro maior que 5° em relação ao alinhamento neutro.

VISKONTAS *et al* (2007) avaliaram a equalização ligamentar nas duas técnicas clássicas de realização de ATJ: ressecção mensurada e

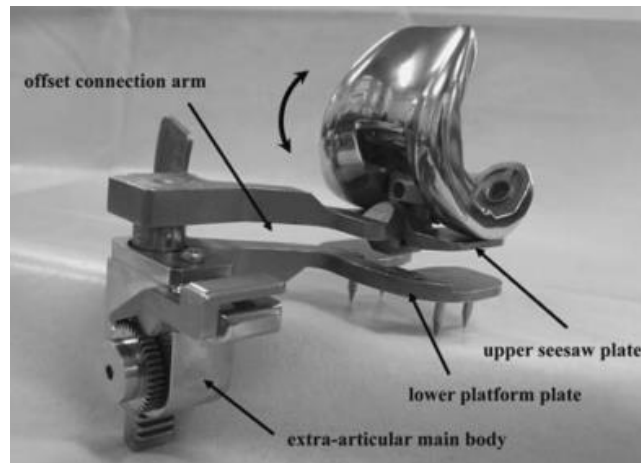


técnica do *gap*. Foram utilizados oito joelhos de cadáveres e cada joelho pareado foi operado por uma técnica cirúrgica diferente. O balanço ligamentar foi realizado com tensiômetro e distração manual (*Stryker Howmedica Osteonics, Allendale, New Jersey*) (Figura 2) com a tolerância para assimetria dos *gaps* em até dois milímetros. Componente eletromagnéticos foram colocados nas superfícies articulares para a obtenção da tensão final. Os resultados não demonstraram diferença, entre as duas técnicas aplicadas, no equilíbrio e nas tensões nos joelhos.

RITSCHL, MACHACEK, FUIKO (2007) dissertaram sobre a técnica cirúrgica para realizar ATJ CANC com o Sistema PiGalileo (*Smith & Nephew<sup>®</sup>, Arau, Switzerland*). Para o balanceamento ligamentar foi utilizado um Tensionador Ligamentar Modular-TC<sup>®</sup> (*Smith & Nephew<sup>®</sup>, Aarau, Switzerland*) (Figura 1C). Aplicaram tensão de distração para o *gap* de extensão de 100 N por compartimento femorotibial, e 80 N por compartimento femorotibial em flexão, justificadas pelas propriedades elásticas capsuloligamentares em pacientes com ATJ constatadas.

MATSUMOTO *et al* (2007) analisaram 25 pacientes do sexo feminino em um estudo para avaliar a relação do *gap* de flexão com a mobilidade do joelho no pós-operatório de ATJ CANC. Utilizaram um tensiômetro graduado para mensurações entre 30 lb e 80 lb (Figura 6), e as tensão aplicada em todas as mensurações dos *gaps* foi 40 lb em extensão, 45°, 90° e 135° de flexão. Todas as aferições foram realizadas de duas formas: com a patela evertida e reduzida. Após dois anos os pacientes foram submetidos a análise de arco de movimento, e foi concluído que a diminuição do côndilo posterior proporciona aumento do *gap* de flexão e se relacionou com a diminuição do arco de movimento de flexão. Observou-se

também que a mensuração do *gap* de flexão com a patela evertida a partir de 90° produz mensurações hiperdimensionadas em relação as aferições com a patela normoposicionada.



**Figura 6.** Tensiômetro *New TKA Tensor*. MATSUMOTO *et al* (2007).

ROMERO *et al* (2007) pesquisaram o desfecho clínico de 18 pacientes submetidos a ATJ com preservação do LCP, seguimento médio de 42 meses, que apresentaram o *gap* de flexão assimétrico. As análises foram realizadas em radiografias sob estresse manual, em varo e valgo, com carga de 15 N e joelho em flexão de 90°. Os resultados demonstraram que nos pacientes com maior abertura lateral em relação ao lado medial apresentaram correlação com a rotação interna do componente femoral e o desfecho clínico foi pior neste grupo em relação ao grupo controle formado por 10 pacientes sem assimetria do *gap* de flexão, no entanto, não foi citado neste estudo os parâmetros utilizados para o posicionamento do implante femoral e o instrumental de mensuração dos *gaps* durante o ato cirúrgico.

MINODA *et al* (2007) constataram em 42 ATJ realizadas com acesso *midvastus* pela técnica da ressecção mensurada e preservação do LCP, em joelhos varo, que o balanço ligamentar para equaliza o *gap* de flexão influencia no *gap* de extensão. O posicionamento rotacional do componente femoral foi realizado pela técnica do *gap*. Foram realizadas três aferições do *gap* de extensão: após o corte femoral distal e tibial proximal, seguido de avaliação após o corte posterior femoral e após a ressecção dos osteófitos posteriores. Os resultados mostraram que ocorreu hiperdimensionamento médio de um 1,1 mm medialmente e 1 milímetro no compartimento femorotibial lateral entre a primeira aferição e a terceira. Os joelhos com deformidades maiores que 10° de varo apresentaram valores maiores comparados aos joelhos com menos de 10° de varo. Todos os *gaps* foram mensurados com o tensiômetro (*V-STAT tensor, Zimmer, Warsaw, Indiana, USA*) (Figura 4) com 40 lb de força de distração.

GEJO *et al* (2008) estudaram a influência do posicionamento patelar, evertida e reduzida, nos *gaps* de extensão até 135° de flexão, em 20 ATJ operadas pela via de acesso parapatelar medial e ressecção do LCP. Para as mensurações dos *gaps* foi utilizado um tensiômetro com força aplicada de 40 lbs (Figura 6). Foi constatado que a patela evertida determina aumento crescente do *gap* de flexão em acordo com o aumento de flexão do joelho. No entanto, quando os *gaps* foram mensurados com a patela reduzida, os resultados mostram que o *gap* de flexão aumenta até 60° de flexão e após essa angulação apresenta diminuição crescente, sendo que em 90° de flexão, a diminuição média do *gap* foi de 1,9 mm e em 135° a diminuição foi de 5,5 mm.

GAMADA *et al* (2008) estudaram a influência das mensurações dos *gaps* de extensão e flexão em 90° com blocos espaçadores e tensionadores durante ATJ com polietileno rotatório e preservação do LCP. Dezesseis pacientes foram randomizados em dois grupos, cada um com oito ATJ, balanceadas com blocos ou tensiômetro (*laminar spreader, Plus Orthopedics AG*) com 20 N de carga em cada compartimento femorotibial medial e lateral (Figura 7). Os desfechos foram avaliados em radiografias e estabelecidos durante atividade de agachamento máximo, durante o ato de ajoelhar em um colchão, e durante a subida e descida de degraus. Os resultados, entre os grupos balanceados com blocos espaçadores e tensiômetro não demonstraram diferenças significativas na biomecânica articular durante as análises radiográficas durante o agachamento e ajoelhar, no entanto, para a atividades nas escadas foram observados contato mais posteriores dos côndilos femorais nos joelhos balanceados com tensiômetro em relação aos equalizados com os blocos espaçadores, fato que conduziu os autores a concluir que a utilização de um tensiômetro proporciona um balanceamento dos *gaps* mais próximo da biomecânica natural do joelho comparado as equalizações com blocos espaçadores.

BABAZADEH *et al* (2009) escreveram uma revisão sistemática sobre a importância do balanceamento ligamentar em ATJ. Entre as vantagens descritas estão a melhora do alinhamento do membro, estabilidade articular, propriocepção, arco de movimento do joelho e diminuição do desgaste do polietileno e dor. Em relação a mensuração dos *gaps*, o estudo apenas descreveu os instrumentais comumente utilizados para este procedimento, tensiômetro e *spreaders*, e concluiu que o uso de diferentes instrumentais para a mensuração dos *gaps* não demonstrou

diferença significativamente consistente comparado aos métodos tradicionais.



**Figura 7.** Tensiômetro *Plus Orthopedics AG*. GAMADA *et al* (2008).

HEESTERBEEK, JACOBS, WYMENGA (2009) avaliaram a influência do balanço ligamentar no posicionamento rotacional do implante femoral em 83 joelhos submetidos a ATJ com implantes que preservavam o LCP. Foi utilizado para a mensuração dos *gaps* um tensionador *BalanSys TensorTM* (*Balansys, Mathys, Bern, Switzerland*) com aplicação de 200 N de carga para a análise do *gap* de extensão e 150 N para o *gap* de flexão. A determinação da rotação do componente femoral foi primeiramente baseada em 3° de rotação externa em relação ao eixo condilar posterior e posteriormente comparada ao posicionamento rotacional observado pela técnica do *gap* com a aplicação de distração com o tensiômetro com o joelho em 90° de flexão. Os resultados não demonstram diferenças significativas para o posicionamento rotacional do implante quando

comparados os joelhos que não precisaram de liberação ligamentar para equilibrar os *gaps* em relação aos joelhos, com deformidade em varo e valgo, que foram submetidos a liberações para a equalização dos *gaps*. No entanto, 25% dos joelhos sem liberação ligamentar apresentaram rotação femoral menor que 3° e apenas um joelho rotação de zero grau em relação ao côndilo posterior. Nos joelhos que necessitaram de liberações para o equilíbrio dos *gaps*, 49% apresentaram rotação menor que 3° e oito joelhos não precisaram de nenhuma rotação, sendo que os joelhos que apresentaram liberações medial demonstraram média de rotação de 2° ± 4,2°, e joelhos com liberações laterais 7° ± 3,8°. Os autores concluíram que determinar a rotação do componente femoral pela técnica do *gap* pode variar de acordo com a liberação ligamentar.

MULLAJI *et al* (2009) estudaram em 15 joelhos de cadáveres as consequências da liberação gradual de cada estrutura estabilizadora medial e as suas respectivas implicações nas dimensões dos *gaps* de flexão e extensão. As mensurações dos *gaps* foram realizadas sempre pelo mesmo cirurgião de duas maneiras: primeiramente com afastadores *spreaders* e posteriormente usaram um distrator articular *spring-loaded distractor* (Depuy, Leeds, United Kingdom) que aplicou 12 Kg de carga em cada compartimento durante as mensurações dos *gaps*, sem justificar a escolha desta carga. Os resultados demonstram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois métodos de mensurações nos compartimentos femorotibial medial e lateral. No entanto, após a liberação de pata de ganso, o *gap* de flexão medial aumentou ligeiramente mais com a força manual empírica 1,5 mm, contra 0,7 mm com o distrator. O mesmo achado foi observado após a liberação do LCT superficial, já que apresentaram diferença nas dimensões dos *gaps* mensurados pelos dois

métodos em flexão de 2,6 mm e extensão 1,7 mm – hiperdimensionados nas aferições com *spreaders* em relação ao distrator e força controlada. A diferença nas dimensões dos *gaps* mensurados pelos dois métodos foi mais evidente após a liberação da pata de ganso e LCT.

HIGUCHI *et al* (2009) em um estudo prospectivo e randomizado estudaram a relação entre a amplitude de movimento articular do joelho pós-artroplastia com implantes fixos e rotatórios em 76 pacientes submetidos a ATJ. As mensurações dos *gaps* de extensão e flexão foram realizadas com a patela invertida e o uso de um tensiômetro (*DePuy Orthopaedics Inc., Warsaw, Indiana, USA*) com aplicação de força de 80 N sem mencionar o critério para essa escolha (Figura 8). Os resultados demonstraram que as cirurgias com plataforma rotatória apresentaram desempenho superiores para o arco de movimento pós-operatório em relação a plataforma fixa.



**Figura 8.** Tensiômetro (*DePuy Orthopaedics Inc., Warsaw, IN, USA*). HIGUCHI *et al* (2009).

SEKIYA *et al* (2009) analisaram prospectivamente 71 joelhos com deformidades em varo submetidos ao procedimento de ATJ com ressecção do LCP para verificar se a frouxidão ligamentar no compartimento lateral do joelho no pós-operatório imediato regride com três, seis e 12 meses de acompanhamento. Os resultados demonstram que ocorre um retesamento lateral evolutivo já que a mediana de frouxidão lateral imediata foi de 8,6° e após três meses de pós-operatório era 5,1° ( $p < 0,001$ ). O balanço ligamentar dos *gaps* de extensão e flexão foram realizados com um tensiômetro (sem especificar a marca) e aplicado 40 lb de força, e a análise pós-operatória do desvio coronal em valgo e varo foram mensurados com artrômetro Telos SE (*Fa Telos; Medizinisch-Technische, Greisheim, Germany*) com 7 Kg de carga.

IN *et al* (2009) estudaram a correlação de resultados em três diferentes instrumentais comumente utilizados para as mensurações dos *gaps*: *spreader* sem torquímetro (*Aesculap, Tuttlingen, Germany*), blocos espaçadores e implantes de prova, em 100 ATJ (75 joelhos com deformidade em varo e 25 em valgo) com preservação do LCP e acesso subvastus. As mensurações foram realizadas, em extensão e 90° de flexão, com o *spreader* e força manual máxima empírica; a assimetria com os blocos espaçadores foram avaliadas com estresse manual empírico em varo e valgo; e a avaliação com implantes de prova utilizou como critério de balanceamento a translação anterior do polietileno em extensão e levantamento anterior do polietileno com a flexão. Os resultados foram semelhantes nas comparações das mensurações com *spreader* e blocos espaçadores (88%  $k = 0,688$ ), entre *spreader* e implantes de prova (85%  $k = 0,606$ ) e entre blocos espaçadores e componentes de prova (91%  $k = 0,757$ ). O critério de equalização ligamentar foi assimetria máxima de 02

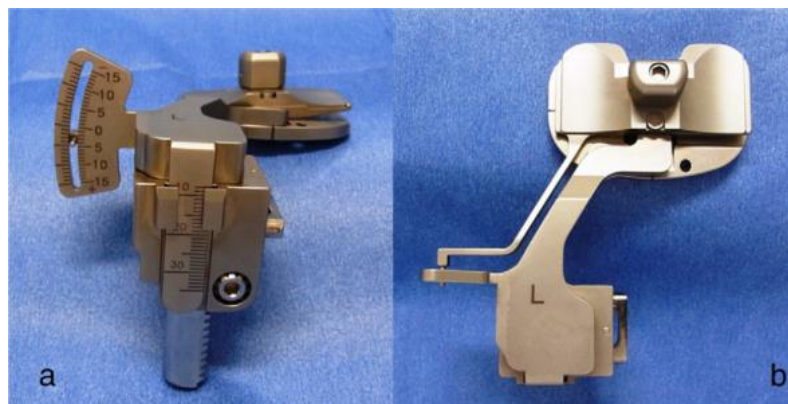


mm entre os compartimentos medial e lateral. As mensurações com os implantes de prova foram realizadas com o mecanismo extensor reduzido, diferentemente das mensurações pelos os outros dois métodos. Os autores concluíram que as três técnicas de balanceamento foram confiáveis, no entanto sugeriu que mais de uma técnica deve ser aplicada para diminuir a incidência de potenciais desequilíbrios.

MATSUMOTO *et al* (2009) compararam a influência do posicionamento patelar nas mensurações dos *gaps* de extensão e flexão 90° em 30 joelhos submetidos a ATJ CANC com substituição do LCP. Foi utilizado um tensiômetro *Offset-type tensor* (Figura 9A e 9B) com aplicação e 40 lb de distração (justificada como força correspondente a espessura dos implantes para um bom equilíbrio ligamentar). As patelas foram posicionadas evertidas e reduzidas nas aferições dos *gaps*. Diferentemente das análises em extensão, os resultados mostraram que ocorreu diferença nas mensurações dos *gaps* de flexão com diminuição média em 3,1 mm e 3,0° no equilíbrio do ligamento para varo em 90° de flexão com a patela reduzida em relação a inversão.

LEE *et al* (2010) estudaram em 116 ATJ CANC randomizadas a acurácia do balanceamento ligamentar entre as técnicas do *gap* (60 joelhos) e ressecção mensurada não assistida por navegação computadorizada (56 joelhos). Todos os pacientes apresentavam EMMI com deformidade em varo. Todas as mensurações dos *gaps* foram realizadas com tensiômetro e força aplicada de 40 lb, sem descrever o instrumental utilizado. Os resultados mostraram assimetrias maiores que três milímetros para os *gaps* de extensão e flexão em 12% (7 de 60) das ATJ CANC e 25% (14 de 56) nas

ATJ convencionais, diferença com relevância estatística. Houve mais discrepâncias nos *gaps* mediais na técnica convencional (23%) comparado ao uso de CANC (5%). Os resultados clínicos e radiológicos foram semelhantes para os dois grupos. Os autores concluíram que a utilização de navegação computadorizada em ATJ otimizou não somente o EMMI mas também o balanceamento ligamentar.



**Figura 9.** A e B, Tensiômetro *Offset-Repo tensor* (Zimmer, Tokyo, Japan). MATSUMOTO *et al* (2009).

MURATSU *et al* (2010) estudaram a relação das mensurações dos *gaps*, com e sem o implante de prova femoral, em 80 joelhos submetidos a ATJ com ressecção do LCP. Todas as mensurações foram realizadas com tensiômetro *New TKA Tensor* (Figura 6) e força de distração de 40 lb para avaliação dos *gaps* de extensão e flexão de 90° com a patela reduzida. Os resultados mostraram que o *gap* de extensão diminuiu em média 5,3 mm na mensuração com o componente femoral posicionado, ao contrário do *gap* de flexão que não apresentou diferença. O desbalanceamento em varo

diminuiu 3,1° em extensão e 1,2° em flexão. Os autores concluíram que o contato capsular posterior apresentou impacto na dimensão e balanceamento dos *gaps*.

GEJO *et al* (2010) estudaram, em oito joelhos de cadáveres, a influência do posicionamento da patela durante as mensurações dos *gaps* de extensão e flexão com múltiplas tensões aplicadas no mecanismo extensor de 0 a 125 N. Três tipos de mensurações foram realizadas: 1° aferição com a patela evertida; 2° aferição com a patela reduzida e 3° aferição com o mecanismo extensor reparado. Os *gaps* foram mensurados com tensiômetro e carga de 100N (50 N em cada compartimento femorotibial) tanto para as avaliações em extensão quanto em flexão. Os resultados encontrados com a eversão da patela foram significativamente menores, em todos os carregamentos do quadríceps, se comparados as mensurações com a patela reduzida e com o reparo da artrotomia. A eversão da patela causou um deslocamento lateral, posterior e rotação externa da tíbia em comparação com o posicionamento patelar reduzido e com o reparo extensor. Pôde-se observar que o posicionamento patelar durante as mensurações dos *gaps* pode influenciar não somente na dimensão e simetria dos *gaps*, mas também no posicionamento rotacional do componente tibial.

SASANUMA *et al* (2010) estudaram a relação do balanceamento ligamentar dos *gaps* de extensão e flexão de 90° em 93 ATJ com EMMI com deformidades em varo e comparam os resultados encontrados no intra-operatório com os resultados demonstrados em radiografias no pós-operatório imediato com 15° de flexão e estresse de 7 Kg aplicado para provocar abertura articular em varo e valgo. Todas as cirurgias foram

realizadas pelo mesmo cirurgião utilizando a via parapatelar medial e implantes com ressecção do LCP. Foram utilizados os parâmetros anatômicos para determinar a rotação femoral e as mensurações dos *gaps* foram aferidas com um tensiômetro (Figura 2) com aplicação de carga de 18 Kg com a patela evertida. No intra-operatório, a frouxidão coronal média em extensão e flexão de 90° foram de 2,1° e -1,6° (medial). A avaliação imediata após a operação em radiografias mostrou resultados de 5,8° e 2,9° indicando que a frouxidão lateral foi maior que a frouxidão medial. A frouxidão coronal pós-operatória imediata correlacionou-se positivamente com a frouxidão coronal intra-operatória em extensão diferentemente da análise em flexão de 90°. Os autores concluíram que o afrouxamento lateral pós-operatório é maior que durante a avaliação intra-operatória.

MORO-OKA *et al* (2010) estudaram em 17 ATJ realizadas pela técnica do *gap* modificada e com ressecção do LCP, a relação do balanceamento ligamentar intra-operatório com a abertura em varo e valgo após seis meses de pós-operatório através de análise de imagens fluoroscópicas em atividades de flexão e extensão do joelho, com os pacientes ajoelhados e sem sustentação de peso foram realizadas. As mensurações dos *gaps* foram realizadas com um tensiômetro (*Expedition Knee Balancer, Stryker*) e aplicação de 256 N de distração. O critério de simetria tolerou diferença de 3°. Os resultados mostraram que a abertura, em varo e valgo, no pós-operatório ajoelhado em 90° teve uma forte relação com a avaliação intra-operatória, enquanto houve uma relação fraca para o movimento sem carga do joelho em extensão e flexão de 90°. Ao autores concluíram que as medidas intra-operatórias de frouxidão foram preditoras

significativas de frouxidão em atividades que não suportam peso e de joelhos no pós-operatório.

MOTA, ALBUQUERQUE (2011) dissertou sobre a ATJ CANC, exemplificando suas vantagens nas situações em que os parâmetros anatômicos articulares e diafisários dificultam a identificação dos marcadores para os posicionamentos dos implantes, assim como a obtenção de cortes perpendiculares ao eixo mecânico. Outro fator destacado foi a vantagem da precisão de quantidade óssea ressecada quando o corte femoral distal e tibial proximal são auxiliados por este artifício técnico.

SCHIRM *et al* (2011) estudaram, em 14 joelhos de cadáveres, a relação da tensão na articulação correspondente ao aumento e diminuição do polietileno (graduado em dois milímetros), com quatro tipos diferentes de implantes: plataforma rotatória tibial, plataforma tibial fixa com preservação do LCP, plataforma tibial fixa com ressecção do LCP e componente femoral *HiFlex*. O parâmetro de força de tensão idealizado para a o equilíbrio dos *gaps* foi de 100N, sem justificativa descrita para essa escolha. Para mensurar a pressão foi utilizado uma base tibial com sensor de acurácia em 10%. Para simular o aumento do polietileno, a base tibial foi elevada e diminuída em dois milímetros para simular o aumento do polietileno. Os resultados demonstraram aumento exponencial da tensão após 90° de flexão com implante que ressecaram e preservaram o LCP. Em todos os quatro tipos de implantes o aumento do polietileno aumentou a força de compressão em 54% a 131%, principalmente nos implantes que preservaram o LCP e com plataforma rotatória. A força tibiofemoral em extensão correlacionou-se com a tensão do implante em todos os desenhos

de próteses. Entre 15° e 90° de flexão ocorreram poucas mudanças nas tensões. Na flexão maior que 90°, os efeitos do aumento de carga foram mais notáveis nas próteses de plataforma rotatória e com preservação do LCP se comparado aos resultados nos modelos *HiFlex* e com preservação do LCP.

MATSUMOTO *et al* (2011a) estudaram em 20 ATJ realizadas com preservação do LCP, e 20 com ressecção do LCP, a influência do posicionamento da patela, evertida ou reduzida, na mensuração dos *gaps* em extensão, 10°, 45°, 90° e 135° de flexão. Todos os procedimentos foram realizados pela técnica de ressecção mensurada e via parapatelar medial com sutura do mecanismo extensor para a aferição dos *gaps*. Os valores médios do ângulo varo nos implantes que preservaram o LCP com o joelho nas posições de 0°, 10°, 45°, 90° e 135° de flexão com a patela evertida foram 3,0°, 3,2°, 2,7°, 4,2° e 5,1° e com a patela reduzida foram 3,9°, 4,2°, 2,5°, 2,0°, e 2,0°. Os valores com implantes sem preservação do LCP nas mesmas posições foram de 3,0°, 4,1°, 6,0°, 6,2° e 6,1° com a patela evertida e 3,8°, 4,1°, 6,3°, 6,3° e 4,9° com a patela reduzida. Os resultados demonstraram que o LCP apresenta relevante papel na contenção do varismo em flexão em acordo com o posicionamento patelar. Todas as mensurações dos *gaps* foram realizadas com um tensionador *Offset-type tensor* (Figura 9) com aplicação de 40 lb em todas as avaliações.

MATSUMOTO *et al* (2011b) estudaram em 20 pacientes a influência da varismo na equalização ligamentar em três grupos de deformidade nos EMMI: menor que 10°, entre 10° a 20° e maior que 20° de varo. Todas as mensurações dos *gaps* foram realizadas com um tensionador *Offset-type tensor* (Figura 9). Todas as ATJ foram realizadas pela técnica

da ressecção mensurada (rotação femoral: tomografia pré-operatória, linha de Whiteside e eixo transepicondilar). Os *gaps* foram avaliados com a patela reduzida e aplicação de distração de 40 lb (baseado em estudo prévio do próprio autor) nas posições de extensão, 10°, 45°, 90° e 135° de flexão. Foi tolerado assimetria de aproximadamente 4° para deformidades maiores de 20° de varo para o *gap* de extensão e 7° para 90° de flexão. Os autores concluíram que, apesar das deformidades maiores que 20° de varo no pré-operatório possam ter influenciado no equilíbrio do ligamento intra-operatório, a diferença dos *gaps* não apresentou relevância significativa independentemente da quantidade de deformidade de varismo prévio.

HEESTERBEEK, KEIJSERS, WYMENGA (2011) estudaram em radiografias pós-operatórias de 49 pacientes a influência do posicionamento rotacional do componente femoral e sua relação com a instabilidade e inclinação patelar. Todas as ATJ foram realizadas com preservação do LCP e assistidas por navegação e o posicionamento rotacional foi determinado pela técnica do *gap*. O balanceamento ligamentar foi realizado com tensiômetro bicompartimental *BalanSys™*, (*Mathys Ltd, Bettlach, Switzerland*) (Figura 5) com aplicação de 150 N de distração para o *gap* de extensão e 100 N para a flexão, sem justificativa para estas escolhas de carga. O achado mais importante deste estudo foi que, embora a rotação dos componentes femorais variou de 4° de rotação interna a 12° de rotação externa (referenciado pelo eixo dos côndilos posteriores), os resultados não foram relevantes estatisticamente à inclinação ou deslocamento patelar no pós-operatório.

LEE *et al* (2011a) estudaram, em 47 pacientes com deformidades angulares menores que 20° de varo e menos que 30° de flexão fixa, a

influência da técnica do *gap* no posicionamento rotacional femoral durante ATJ CANC com preservação do LCP. Para a distração e determinação da rotação do componente femoral foi utilizado um tensionador *V-STAT tensor* (Zimmer, Warsaw, Indiana) (Figura 4) com aplicação de 200 N de força para a mensuração dos *gaps* de extensão e flexão, sem justificar a carga escolhida. Os critérios de aceitabilidade para assimetria e dimensão entre os *gaps* foram diferenças de 2 mm. Os resultados mostraram que a rotação externa média intra-operatória do componente femoral foi de 3,8° em relação aos côndilos posteriores, e uma correlação positiva foi observada entre a rotação externa patelar e o alinhamento do varo em 90° de flexão.

LEE *et al* (2011b) estudaram, em 108 joelhos submetidos a ATJ CANC pela técnica do *gap*, a influência do balanceamento ligamentar na rotação do componente femoral e a repercussão nos *gaps* de extensão e flexão. Todas as cirurgias foram realizadas pela via parapatelar medial e com preservação do LCP. As liberações ligamentares foram realizadas previamente aos cortes ósseos e posteriormente ao corte femoral distal e tibial proximal. A rotação do componente femoral foi determinada após distração do *gap* de flexão com tensiômetro e 35 N de carga aplicada (justificada em adequação para esta força). Foram aceitas assimetrias em até 3 mm para os *gaps* e 3° em relação ao eixo transepicondilar para a rotação do componente femoral analisada em tomografia duas semanas após as cirurgias. Os resultados demonstraram que 24 (22%) das rotações do implante femoral foram diferentes em mais de 3° com média excedente de rotação externa de 1.88°, sendo que 92 joelhos (85%) apresentaram *gaps* de flexão retangulares e 16 (15%) trapezoidal, enquanto 91 joelhos (84%) apresentaram *gaps* de extensão retangulares e 17 (16%) trapezoidal.

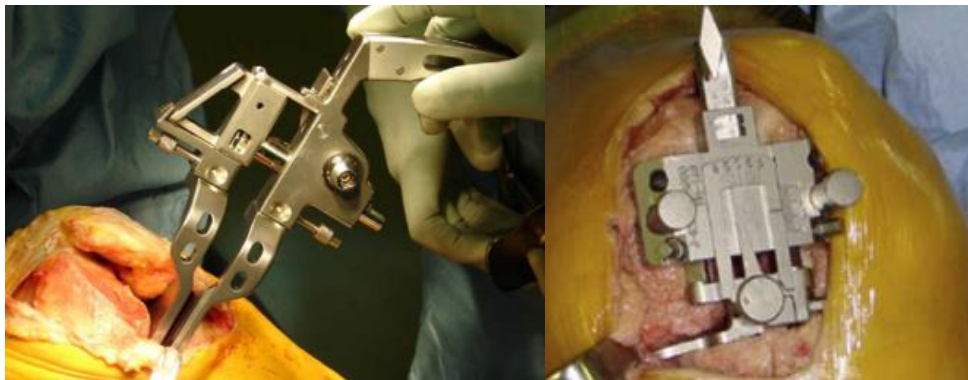


Concluíram que, na técnica do *gap*, a rotação do componente femoral é mais influenciada pelo *gap* de flexão do que pelo *gap* de extensão. No entanto, o intervalo de flexão trapezoidal tão quanto os retangulares não influenciaram a rotação do componente femoral.

NOWAKOWSKI *et al* (2011) estudaram, em 10 cadáveres frescos, as tensões em partes moles periarticulares no joelho antes da realização dos cortes ósseos a fim de determinar qual seria a tensão ideal para a avaliação dos *gaps*. Para isso, desenvolveram um método de mensuração que aplicou distração articular, em extensão e flexão de 90°, em três situações sequenciais: preservando ambos os cruzados, ressecando o ligamento cruzado anterior (LCA) e ressecando o LCP. Todas as ATJ foram realizadas pela via de acesso parapatelar medial e patela subluxada lateral. Os resultados demonstraram que os *gaps* mensurados com 200 N em cada compartimento (uma força total de 400 N) não alterou a precisão das mensurações em comparação a 100 N (força total de 200 N), no entanto, o tamanho dos *gaps* aumentou significativamente com 200 N fazendo o autor concluir que forças aplicadas além de 100 N em cada compartimento femorotibial não otimizam os resultados das mensurações dos *gaps* e portanto, os autores sugeriram não utilizar cargas além de 100 N durante o balanceamento ligamentar.

KAMEI *et al* (2011) estudaram a relação do posicionamento patelar e a sua influência na mensuração do *gap* de flexão em 24 pacientes submetidos ao procedimento de ATJ realizadas pela via de acesso parapatelar medial com implantes sem o LCP e a rotação femoral determinada pela técnica do *gap*. O balanceamento ligamentar foi realizado com instrumental JDK (*Stryker, Mahwah, New Jersey*) (Figura 10) com

carga de distração de 30 lb e tolerância de assimetria máxima em 3°. A justificativa para a escolha de 30 lb foi baseada em estudos clínicos preliminares não publicado. As mensurações dos *gaps* foram realizadas após os cortes femoral distal e tibial proximal, portanto sem o implante de prova, e a abertura do *gap* de flexão foi determinada na parte central do joelho, e não em cada compartimento femorotibial. Os resultados médios para os *gaps* de flexão central em 90° com a patela reduzida foram de 17.0 mm e com a patela evertida 15.4 mm ( $p = 0.048$ ), e a inclinação do *gap* de flexão com a patela reduzida foi de 4.9° e com a patela evertida 4.0° ( $p = 0.036$ ). A inclinação do *gap* de flexão obtida sem eversão patelar foi mais acentuada em relação a eversão patelar, fato que induziu um posicionamento femoral com excesso de rotação externa.



**Figura 10.** Tensiômetro JDK (*Stryker, Mahwah, New Jersey*). KAMEI *et al* (2011).

MATSUMOTO *et al* (2011c) estudaram em 50 pacientes submetidos a ATJ com joelho em varo (25 pela via de acesso parapatelar clássica e 25 por via minimamente invasiva - MI) a comparação nas mensurações dos *gaps* em extensão, 45°, 90° e 135° de flexão. Utilizaram um tensiômetro

*Offset-type Tensor* (Figura 9) com carga estabelecida 40 lb em todas as aferições. Todas as mensurações foram realizadas com o mecanismo extensor reduzido (na via parapatelar houve sutura parcial do quadríceps). Os resultados demonstraram *gaps* maiores na técnica minimamente invasiva quando comparado a via clássica ( $p < 0.05$ ), no entanto, quando foi acrescentado a medida do polietileno não foi demonstrada diferença significativa entre as duas técnicas cirúrgicas (sem dados estatísticos, apenas citado). Outra constatação observada nos resultados foi o desbalanceamento em varo estatisticamente significativo ( $p < 0.05$ ) em todo o arco de movimento com diferença média mais pronunciada em 135° de flexão com resultado de 1,5° na técnica minimamente invasiva.

HATAYAMA *et al* (2011) estudaram em radiografias de 70 joelhos, um ano após ATJ, a relação do eixo transepicondilar clínico na determinação da rotação do componente femoral pela técnica da ressecção mensurada. Todos os procedimentos foram realizados com preservação do LCP e a mensuração dos *gaps* de extensão e flexão foram aferidos com um tensiômetro (*DePuy, Warsaw, Indiana*) (Figura 8), no entanto, não foi descrito a força aplicada para o balanceamento ligamentar. As avaliações dos ângulos de rotação do implante femoral (eixo transepicondilar clínico com o eixo condilar posterior) e o ângulo de inclinação (eixo condilar femoral posterior com implante tibial) apresentaram resultados médios de 2.6° e 1.8°. Houve correlação positiva significativa entre os resultados do ângulo de inclinação femoral (eixo transepicondilar com eixo condilar posterior) e o ângulo de abertura femorotibial (eixo condilar posterior com o eixo do platô tibial).

NOWAKOWSKI *et al* (2012) estudaram em dez joelhos de cadáveres sem realizar cortes ósseos o impacto da ressecção do LCA e LCP nos *gaps* de extensão e flexão. As mensurações dos espaços articulares foram realizadas com 100 N e 200 N. Os resultados com aplicação de força de 100 N por compartimento femorotibial produziu *gap* de extensão médio de 5.7 mm medialmente e 6,9 mm lateralmente. Os resultados médios para os *gaps* de flexão foram de 6.8 mm medialmente e 9,2 mm lateralmente. Com a aplicação de 200 N por compartimento, os *gaps* de extensão apresentaram 7.8 mm medialmente e 9,5 mm lateralmente, e os *gaps* de flexão apresentaram 9,0 mm medialmente e 11,8 mm lateralmente. Em geral, o compartimento lateral apresentou-se maior que o medial com relevância estatística. A ressecção do LCA aumentou predominantemente os *gaps* de extensão, enquanto que a ressecção do LCP aumentou os *gaps* de flexão. Com a força de distração de 100 N por compartimento, os *gaps* de extensão mediais aumentaram em média 2,1 mm após a ressecção do LCA e mais 0,2 mm após a ressecção LCP. Os *gaps* de extensão lateral aumentaram 2,8 mm após a ressecção do LCA e 0,2 mm após a ressecção do LCP. Em contraste, os *gaps* de flexão aumentaram pouco após a ressecção do LCA, medialmente 0,4 mm e lateralmente 0,9 mm, já em relação aos *gaps* de flexão o aumento foi evidente após a ressecção LCP com 2,4 mm medialmente e 3,4 mm lateralmente. Proporções semelhantes nos *gaps* foram vistas com a força de 200 N. A conclusão encontrada foi que o LCA influencia em maior relevância os *gaps* de extensão e o LCP os *gaps* de flexão, além de determinar que 100N, por compartimento femorotibial, é a força mais apropriada para análise dos *gaps*.

MATSUMOTO *et al* (2012a) estudaram a correlação do balanceamento ligamentar no intra-operatório com o pós-operatório em

ATJ realizadas com implantes que preservaram o LCP (19 joelhos) e ressecaram o LCP (22 joelhos) com segmento mínimo de cinco anos de evolução. Todas as cirurgias foram realizadas pela técnica da ressecção mensurada e com via de acesso parapatelar medial. Foi utilizado um tensiômetro *Offset-type Tensor* com aplicação de força de distração articular de 40 lb para as mensurações dos *gaps* em todos os pacientes. As tensões pós-operatórias foram avaliadas por radiografias com artrômetro Telos SE (*FaTelos; Medizisch-Technische, Greisheim, Germany*) com 15 kg de carga aplicada em varo e valgo com os joelhos posicionados em 10° de flexão e na incidência epicondilar. As angulações formadas pela tangente dos côndilos femorais posteriores e o componente tibial determinaram o grau de abertura em varo e valgo. Os valores intra-operatório médios do equilíbrio ligamentar nos joelhos com preservação do LCP em extensão, 10°, 45°, 90° e 135° de flexão foram 2.2°, 2.8°, 1.6°, 1.9° e 1.4°, e para os implantes sem LCP foram 2.8°, 3.2°, 4.0° 4.6° e 4.8°, todos em varo. As mensurações pós-operatórias médias dos *gaps* nas radiografias com 10° de flexão e incidência epicondilar foram 1.6° e 2.1° para os implantes preservando o LCP, e 1.8° e 2.6° para os implantes sem LCP, todos em varo e sem diferença significativa entre os grupos. Os autores concluíram que o equilíbrio ligamentar durante o intra-operatório refletiu os valores pós-operatórios, especialmente em ATJ que preservaram o LCP.

KWAK *et al* (2012) desenvolveram um método pneumático, com óxido nítrico, para a mensuração dos *gaps* e denominaram o instrumental de “tensiômetro pneumático de carga consistente”. Para a validação do novo instrumental, cinco cirurgiões realizaram aplicação de força manual empírica com *spreaders* convencional (*Aesculap, Tuttlingen, Germany*) em um aparelho capaz de aferir as tensões aplicadas - *Instron Universal Tester*

(*model 5567; Instron, Norwood, MA, USA*). Os resultados médios de força aplicada manualmente foram  $148 \pm 9.1$  N (127 N a 159 N). Baseado nestes resultados, os autores determinaram a força ideal para a aferição dos *gaps* com este instrumental com 150 N. Cada cirurgião realizou as mensurações dos *gaps* três vezes em cada joelho. Os valores médios de abertura dos *gaps* de extensão, medial e lateral, variaram de 18,6 mm e 18,8 mm a 20,0 mm e 20,4 mm. As medidas médias de flexão, medial e lateral, variaram de 17,2 mm e 17,6 mm a 18,1 mm e 18,4 mm. A confiabilidade interobservador foi positiva para o dispositivo pneumático com coeficiente de correlação entre 0,828 e 0,881.

SINGH *et al* (2012) Comparam os desfechos clínicos entre duas técnicas de realização de ATJ CANC, ressecção mensurada e técnica do *gap*. Cinquenta e dois pacientes foram incluídos neste estudo. Todas as cirurgias foram realizadas por acesso parapatelar medial com preservação do LCP. As mensurações dos *gaps* foram realizadas com um tensiômetro com aplicação de 80 N de força em cada compartimento femorotibial em extensão e flexão sem justificativa descrita para esta escolha de tensão. Dois anos após as cirurgias, os pacientes foram avaliados cegamente em relação a técnica usada, por meio dos questionários *Knee Society Score*, *Functional Knee Society Score* e *Revised Oxford Knee Score*. Melhores pontuações pós-operatórias foram observadas nas cirurgias realizadas pela técnica do *gap*, no entanto, sem significância estatística.

MATZIOLIS, MATZIOLIS, PERKA (2012) estudaram, retrospectivamente, 32 pacientes submetidos a ATJ CANC e analisaram a correspondência entre os eixos mecânicos em radiografias panorâmicas de membros inferiores no pré-operatório e a assimetria do *gap* de extensão

observada após o corte tibial e sem liberação ligamentar. As mensurações dos *gaps* foram realizadas com instrumentos que permitiram a aplicação da mesma força nos compartimentos medial e lateral e, a diferença de abertura em cada compartimento, representou a assimetria dos *gaps*. No entanto, não foram descritos o tipo de instrumental usado, a quantidade de força aplicada, a via de acesso cirúrgico, o posicionamento patelar durante a mensuração e se foi ressecado ou não o LCP. Os resultados encontrados demonstraram que os desvios de eixos pré-operatório médio, na população de pacientes investigada, foi de 9,8° (20,0° valgo a 14,8° varo). O *gap* de extensão intra-operatório aferido mostrou uma assimetria média de 3,4 mm ± 2,4 mm. Os autores correlacionaram os dados e elaboraram uma fórmula para estimar a diferença potencial encontrada durante a cirurgia por meio da equação: assimetria [mm] = 0,35 x desvio de eixo pré-operatório [°] (R = 0,855). Quando esta fórmula foi aplicada, produziu um desvio médio de assimetria previsto para o *gap* de extensão de 1,9 mm ± 1,1mm, concluindo que para cada grau de desvio de eixo axial pré-operatório pode-se esperar, aproximadamente, uma assimetria para o *gap* de extensão de 0,35mm. Os autores sugeriram o planejamento das liberações ligamentares em radiografias pré-operatórias por meio do uso desta equação.

OKA *et al* (2012) estudaram em 60 pacientes consecutivos, submetidos a ATJ pela técnica da ressecção mensurada, 20 por via minimamente invasiva e 40 pelo acesso mini parapatelar medial (dois centímetros de incisão no tendão quadricipital), a influência de duas posições patelares, lateralizada ou reduzida, durante as mensurações dos *gaps* de extensão e flexão de 90°. Todos os procedimentos foram realizados com ressecção de LCP. As mensurações dos *gaps* foram realizadas com um tensiômetro *Offset-type Tensor* (Figura 9) com força aplicada de 40 lb. O

resultado demonstrou que o *gap* de extensão não apresentou alterações significativas de dimensão e angulação nas duas posições patelares em ambos os acessos. No entanto, o *gap* na flexão diminuiu significativamente com a lateralização da patela em ambos os acessos sendo mais evidente com a patela lateralizada pela via minimamente invasiva em relação a mini parapatelar. Em flexão, o desequilíbrio em varo não mostrou mudanças significativas independentemente da posição da patela na via minimamente invasiva, no entanto, houve uma diminuição significativa quando a patela foi deslocada lateralmente no acesso mini parapatelar. Na comparação entre as vias, o desequilíbrio em varo mostrou um valor significativamente menor em flexão com a patela lateralizada no acesso poupador do quadríceps em comparação com a via mini parapatelar. Concluiu-se que a via minimamente invasiva apresenta vetor de lateralização da patela contribuidor para diminuir o compartimento femorotibial lateral em flexão, com isso, diminui o desbalanceamento em varo que potencialmente pode ocorrer, fato que deve ser considerado nas mensurações do equilíbrio ligamentar por esse acesso.

NIKI *et al* (2012) estudaram quatro diferentes vias de acesso em ATJ, todas realizadas pela técnica de ressecção mensurada, e seus respectivos impactos nas mensurações dos *gaps* em 0, 45°, 90° e 135° de flexão, além de analisarem se o posicionamento patelar influenciou nas mensurações. Sessenta pacientes consecutivos com joelhos em varo foram divididos em três grupos de via de acessos com 20 pacientes cada (parapatelar, *midvastus* e *subvastus*), e 20 joelhos em valgo foram submetidos a via de acesso *subvastus* lateral. Todas as mensurações dos *gaps* foram aferidas com um tensionador *Offset-type Tensor* (Figura 9) com 40 lb de carga. Em 10 joelhos submetidos a via parapatelar e 10 pela via



*subvastus* as mensurações dos *gaps* foram realizadas com a patela lateralizada e reduzida. Os resultados demonstraram que em todas as mensurações de 0 a 90° de flexão os *gaps* aumentaram progressivamente e diminuíram em 135°. A via de acesso que apresentou os maiores *gaps* foi a parapatelar medial, seguida da *subvastus*, *midvastus*, *subvastus* lateral. O *gap* médio em 45° de flexão foi significativamente maior com a abordagem parapatelar do que com o acesso *midvastus*. O *gap* médio em 90° de flexão com a abordagem parapatelar foi significativamente maior do que pelas vias *midvastus* e *subvastus* lateral. A abordagem *subvastus* lateral mostrou um *gap* e ângulo de varismo significativamente menores em 135° de flexão, quando comparado com a abordagem *subvastus* medial. As três abordagens mediais demonstraram cinemática semelhante, com o aumento do ângulo de varismo através de todo arco de flexão, no entanto, pela via *subvastus* lateral o ângulo de varismo só foi positivo a partir de 90° de flexão, já que entre zero e 45° apresentou assimetria para valgo. A deslocção lateral da patela reduziu significativamente as dimensões dos *gaps* em 45°, 90° e 135° de flexão com a abordagem *subvastus*, enquanto os *gaps* foram constantes com o acesso parapatelar, independente do posicionamento patelar. O achado mais significativo deste estudo foi demonstrar a variabilidade do comportamento das mensurações dos *gaps* nas diferentes vias de acesso e em relação ao posicionamento patelar durante as mensurações.

AUNAN *et al* (2012) estudaram, em 100 joelho submetidos a ATJ consecutivos, um método de mensuração para equalização ligamentar com a patela lateralizada, aplicando calços nos compartimentos femorotibiais medial e lateral em extensão e, em 90° de flexão. Todas as cirurgias foram realizadas com preservação do LCP e pela via de acesso parapatelar medial, e a rotação femoral foi determinada pelos parâmetros anatômicos

femorais. Os critérios utilizados de aceitabilidade para o balanceamento ligamentar foram assimetrias em até 3 mm para os compartimentos femorotibiais dos *gaps* de extensão e flexão de 90°; e assimetria de dimensão até 5 mm entre o *gap* de flexão e de extensão. As mensurações dos *gaps* foram analisadas com a utilização de quatro espátulas com espessuras de dois a cinco milímetros, colocadas nos espaços entre o implante femoral e o polietileno, após aplicação de força manual empírica de estresse em varo e valgo com o joelho em extensão e flexão. Foram utilizadas sobreposições de espátulas quando os espaços eram maiores que 5 mm. Resultados iguais foram alcançados em 60,4% das aferições após a colocação dos implantes definitivos. Os autores concluíram que este método se apresentou confiável para a equalização ligamentar.

SASAKI *et al* (2012) estudaram a influência da altura patelar na mensuração dos *gaps*, em extensão, 10°, 45°, 90° e 135° de flexão, em 30 pacientes com deformidades em varo submetidos a ATJ com implantes e ressecção do LCP e pela técnica da ressecção mensurada. Dezoito pacientes diagnosticados com patela alta e 12, com patela baixa, foram analisados com um tensiômetro *Offset-type Tensor* (Figura 9) com carga de distração de 40 lb. Todas as mensurações foram realizadas com a patela reduzida e sutura parcial da via de acesso parapatelar medial. Os resultados médios obtidos da distância no centro da articulação em extensão, 10°, 45°, 90° e 135° de flexão foram 10,9 mm, 14,3 mm, 16,6 mm, 18,2 mm e 16,8 mm no grupo com patela alta, e 9,6 mm, 13,6 mm, 14,6 mm, 15,5 mm, e 14,0 mm no grupo com patela baixa. Os pacientes com patela alta apresentaram tendência para *gaps* maiores em relação aos pacientes com patela baixa, especialmente em 90° e 135° de flexão do joelho ( $p < 0,05$ ). O estudo

demonstrou que a altura pode influenciar no dimensionamento dos *gaps*, principalmente em ângulos maiores de flexão.

MATSUMOTO *et al* (2012b) estudaram, em 60 pacientes com EMMI em varo, a influência da técnica do *gap* (corte tibial primeiro) na dimensão e equilíbrio dos *gaps* de extensão e flexão de 90° em ATJ CANC com preservação do LCP. Utilizaram um tensiômetro *Offset type tensor* (Figura 9) para as mensurações com aplicação de 40 lb. Todas as cirurgias foram realizadas pela via de acesso parapatelar medial e as análises dos *gaps* foram realizadas em dois momentos: após o corte tibial proximal com o fêmur sem cortes e após os cortes femorais com implantes de prova posicionados. As patelas foram reduzidas e as vias de acesso suturadas, parcialmente, para as aferições. Os valores médios no centro dos *gaps* com os joelhos em extensão e 90° foram de 12,5 mm e 15,0 mm antes do corte femoral e 12,6 mm e 14,1 mm com o implante femoral. A rotação externa média dos componentes femorais colocados foram de  $3,8^\circ \pm 0,2^\circ$ . Os ângulos médios de varismo com o joelho em extensão sem e com o implante femoral foram de  $1,0^\circ$  e  $1,5^\circ$ , e em flexão de 90° foram  $3,1^\circ$  e  $-0,8^\circ$ . O autor demonstrou que a técnica do *gap* pode ter vantagem em prever o equilíbrio final dos tecidos moles antes das osteotomias femorais.

PAPAS, CUSHNER, SCUDERI (2012) apresentaram uma breve passagem pela história do desenvolvimento da ATJ, desde os primeiros passos para o desenvolvimento deste procedimento, que pôde ser rastreado em 1890 na Alemanha, quando o cirurgião *Themistocles Gluck* introduziu um componente de marfim em uma mulher de 17 anos em 20 de maio, e foi considerada uma cirurgia inicialmente bem-sucedida. Seu trabalho com componentes de marfim foi posteriormente descartado, pois as próteses,

frequentemente, falharam devido à infecção. No início da década de 1950, o desenvolvimento de implantes novos e aprimorados cresceu depois que *Waldius* desenvolveu uma articulação fabricada em acrílico, para uso em pacientes com artrite reumatoide. Em 1958 a prótese foi redefinida para ser fabricada a partir de cobalto e cromo. Em um esforço para criar um implante que não tinha restrições e permitiria maior preservação, os sistemas condilares foram estabelecidos. A década de 70 foi um período de inovação. Primeiramente vieram os *designs* dos implantes anatômicos e paralelamente *Michael Freeman* e *Sav Swanson* desenvolveram os implantes com conceito funcionais, que serviram de alicerce para o desenvolvimento dos implantes por *John Nevil Insall* e *Albert Burstein*, seguindo uma tendência biomecânica que perdura até os dias atuais.

GRAMADA (2012) dissertou sobre a evolução dos instrumentais para as mensurações dos *gaps*, com início mais marcante a partir da década de 1990, já que o Reino Unido criou o um grupo de estudo, o *Balace Study Group*, para desenvolver dispositivos capazes de aferir os *gaps* com maior precisão. Apresentou um classificação em quatro subtipos de instrumentais, conforme as suas aptidões de mensuração: 1- Tradicional, que mensura os espaços articulares de forma independente ou assíncrona e com força controlada ou não; 2- Paramétricos, que quantificam as tensões e o ângulo femorotibial formado entre os cortes; 3- Fisiológicos, que pode ser aplicados em qualquer angulação de flexão do joelho e que permitam a mensuração dos *gaps* com a patela reduzida; 4- Digital, que são capazes de quantificar as pressões femorotibial por sensores.

PETERS *et al* (2013) estudaram, retrospectivamente, 1216 pacientes (883 varos, 123 neutros e 238 valgus) submetidos a ATJ para avaliar a

quantidade e frequência das liberações das partes moles estabilizadoras nos joelhos em varo, valgo e neutro. Todas as cirurgias foram realizadas pela via parapatelar medial e técnica da ressecção mensurada com preservação do LCP. As análises das simetrias e dimensões dos *gaps* foram obtidas com o componente de prova dos implantes posicionados no joelho, sem mencionar o uso de qualquer instrumento de tensão para essas aferições. Os resultados demonstraram que em 407 joelhos (33,5%) não foi necessária nenhuma liberação ligamentar, 686 joelhos (56,4%) exigiram liberações de uma ou duas estruturas para a equalização dos *gaps* e 123 joelhos (10,1%) precisaram liberar três ou mais estruturas estabilizadoras. Foram necessárias mais liberações para equilibrar os *gaps* nos joelhos em valgo do que nos joelhos com eixos neutros ou em varo. A conclusão do estudo descreveu que a liberação seletiva de tecidos moles para o equilíbrio dos *gaps* é uma técnica efetiva que produziu excelentes resultados clínicos e radiográficos, independentemente do alinhamento do EMMI no pré-operatório.

KOH, HAE, IN (2013) estudaram o efeito da liberação do tendão do músculo semimembranoso nos *gaps* de extensão, 45° e 90° de flexão em 31 pacientes submetidos a ATJ com deformidade em varo, e que necessitaram desta liberação para o balanceamento ligamentar. Todos os pacientes foram operados pela via de acesso *subvastus* e com implantes sem a preservação do LCP. Após a liberação do ligamento colateral medial profundo, a sequência da liberação de partes moles, determinada pelos autores, seguia com o semimembranoso e, se o desbalanceamento, ainda persistisse, o ligamento colateral medial superficial seria liberado pela técnica de *pie crusting*. Todas as mensurações dos *gaps* foram realizadas com instrumental *spreaders* (*Aesculap, Tuttlingen, Germany*), em que forças

manuais empíricas máximas foram aplicadas. Os resultados mostram que os *gaps* mediais foram significativamente aumentados, após a liberação de semimembranoso, em relação ao estado de pré-liberação, com aumento médio em extensão de 1,45 mm, flexão de 45° 2,00 mm e flexão de 90° 2,25 mm ( $p < 0,001$ ). Os *gaps* laterais também aumentaram, significativamente, após a liberação de semimembranoso, sendo na flexão de 45° 1,06 mm e flexão 90° 1,41mm, exceto na posição de extensão total que demonstrou aumento médio de 0,51 mm, concluindo que a liberação do semimembranoso pode influenciar nos *gaps* do compartimento femorotibial medial da extensão a flexão de 90°, além de proporcionar alguma influência, também, nos *gaps* laterais em flexão.

WATANABE *et al* (2013) estudaram, em 63 joelhos submetidos a ATJ, a influência da equalização ligamentar dos *gaps* durante o intra-operatório e sua repercussão na amplitude de movimento pós-operatória com seguimento mínimo de dois anos. Todas as cirurgias foram realizadas pela via de acesso mini *subvastus* com ressecção do LCP. As aferições dos *gaps* foram realizadas com um tensiômetro *Offset Repo-Tensor* (Figura 9) com distração de 40 lb para as mensurações em extensão, 10°, 30°, 60°, 120° e 135° de flexão com a patela reduzida. Os resultados demonstraram que apenas os *gaps* em 10°, 120° e 135° de flexão apresentaram correlação positiva com flexão pós-operatória assim como os *gaps* com 10°. No entanto, os *gaps* não se correlacionaram com o *Knee Society Scores* e Escala de Função. Os ângulos de assimetria não afetaram a estabilidade pós-operatória, já que 22 pacientes demonstraram instabilidade anteroposterior maior que cinco milímetros, dois pacientes apresentaram instabilidade mediolateral maior que cinco graus e quatro instabilidade anteroposterior e mediolateral. Os autores concluíram que os resultados não

mostraram desfechos clínicos superiores nos joelhos com *gaps* mais equilibrados, e que assimetrias em até 4° são consistentes com bons resultados clínicos a curto prazo.

AHN, BACK (2013) estudaram comparativamente dois métodos de equalização ligamentar em ATJ com deformidade em varo maiores que 10°. A ressecção óssea medial vertical da tíbia e a liberação tradicional de partes moles foram realizada em 20 pacientes cada, através da via de acesso *midvastus*. Não foram descritas informações sobre o tipo de implante e o método de aferição dos *gaps* no intra-operatório. As avaliações pós-operatórias foram realizadas em radiografias com zero, 90° e 130° de flexão com seis meses de pós-operatório. Os resultados demonstram que o tempo cirúrgico total foi menor no grupo da osteotomia vertical, e não houve diferença significativa na amplitude de movimento, na pontuação de desfecho ou nos *gaps* em zero e 90° flexão com seis meses de seguimento. Os autores concluíram que a ressecção medial da tibial foi um método satisfatório para o balanceamento ligamentar.

D'ANGELO, BINDA, CHERUBINO (2013) analisaram em 100 ATJ, realizadas pela via parapatelar medial com ressecção do LCP, que utilizaram um dispositivo digital de mensuração (DDM) de *gaps* chamado *eLIBRA Dynamic Knee Balancing System (Synvasive Technology, Inc, Reno, Nevada)* (Figura 11). Trata-se de um dispositivo sensorial que avalia as cargas compressivas dos côndilos femorais posteriores medial e lateral e, desta forma, permite um equilíbrio proporcional entre os compartimentos e que auxilia no posicionamento rotacional do componente femoral. Os resultados do *Knee Society Score* demonstraram melhora clínica e funcional. O tempo médio do garrote pneumático foi de 71,2 minutos (36-121 minutos). Sete pacientes apresentaram invasão da cortical anterior

femoral sem comprometimento clínico. O autor concluiu que o uso deste DDM auxiliou a quantificar objetivamente o balanceamento ligamentar durante a cirurgia.

MULLAJI *et al* (2013) estudaram, retrospectivamente, 1500 pacientes, 92% com deformidades em varo e 8% em valgo, que foram submetidos a ATJ CANC com a finalidade de identificar fatores contribuidores para o desalinhamento do EMMI resultante no pós-operatório. Todos os procedimentos foram realizados com ressecção do LCP e via de acesso parapatelar medial. O balanceamento ligamentar aceitou assimetria de 2 mm de diferença. As análises dos *gaps* foram realizadas com um dispositivo não especificado pelo autor, sem nenhuma menção da força aplicada para nas aferições. Os resultados foram obtidos em radiografias panorâmicas de membros inferiores realizadas no pós-operatório para a mensuração do eixo resultante final, sem descrever o período em que foram realizadas. Os eixos com desvios maiores que 3° foram considerados desalinhados. Constatou-se que 70 % de membros apresentaram varo excessivo e 30 % em valgo excessivo sendo que 7,4 % (112 joelhos) apresentaram desvio de eixo superior a 3° correspondendo a 65 joelhos (58 %) com varo excessivo e 47 joelhos (42 %) com valgo. Desvios em até 5° foram observados em 107 joelhos (7,1 %), quatro joelhos com desvios entre 5,1° e 6°, e um joelho com mais de 6°. O autor concluiu que a deformidade pré-operatória em varo com mais de 20° e curvatura femoral diafisária maior que 5° favoreceram o EMMI resultante com desvios maiores que 3°.





**Figura 11.** Dispositivo digital de mensuração do gap *eLIBRA Dynamic Knee Balancing System* (Synvasive Technology, Inc, Reno, Nevada). D'ANGELO, BINDA, CHERUBINO (2013).

KOH, IN JUN *et al* (2013) estudaram, em 911 joelhos submetidos a ATJ, a influência da escolha da espessura do polietileno em joelhos com assimetrias de *gaps* de extensão e flexão e sua relação com a contratura em flexão. A análise clínica pré-operatória demonstrou que, 729 joelhos (80 %) apresentavam contratura em flexão com mais de 10° e, 214 joelhos (23 %), com contraturas maiores que 20°. Todos os procedimentos foram realizados com implantes que ressecaram o LCP pela via de acesso parapatelar medial. Para cada 10° de contratura em flexão o fêmur distal foi cortado 2 mm a mais que a espessura do implante, com limite máximo de 4 mm. As mensurações dos *gaps* foram realizadas com *spreaders*, sem qualquer referência a carga aplicada durante essas aferições. O critério de escolha da espessura do polietileno foi determinado pela diferença média entre as dimensões dos *gaps* de extensão e flexão, para que não houvesse excesso de contratura em flexão ou instabilidade em flexão. Os resultados demonstraram que 18 joelhos (2 %) apresentaram contratura em flexão maior que 10° no pós-operatório, e todos estes pacientes apresentavam contratura em flexão pré-operatória, sendo que 11 pacientes apresentavam

no pré-operatório contratura maior que 10° e, sete, contratura maior que 20°; três pacientes (0,3%) apresentaram contratura pós-operatória maior que no pré-operatório. O autor concluiu que a escolha da espessura do polietileno, baseado na diferença entre as dimensões dos *gaps* de extensão e flexão foi uma opção satisfatória.

YOON *et al* (2013) analisaram em 100 pacientes, com EMMI em varo, submetidos a ATJ CANC a formação dos *gaps* em diferentes ângulos de flexão do joelho: extensão, 45°, 90° e 120° de flexão com o componente femoral colocado. Todas as cirurgias foram realizadas pela via de acesso parapatelar medial, e as mensurações dos *gaps* aferidas com um dispositivo distractor femorotibial (*B. Braun Aesculap, Tuttlingen, Germany*) (Figura 12) com tensão manual máxima até os ligamentos estarem retesados. A força de distração aproximada aplicada foi de 40 lb (aproximadamente 178 N), no entanto, não foi descrito o embasamento para a força manual máxima do cirurgião corresponder a essa carga. O critério de *gap* retangular foi estabelecido permitindo assimetria em até 3 mm. Os resultados demonstraram que 64 % dos pacientes apresentaram *gaps* simétricos em todos os ângulos mensurados, 20 % apresentaram assimetria em 120° de flexão, 8% com assimetria em 45° de flexão e 8% com assimetria em 45° e 120°, ou seja, 36% dos pacientes apresentaram alguma assimetria além das mensurações clássicas em extensão e flexão de 90°. A rotação do componente femoral e as espessuras dos cortes ósseos femoral distal e posterior não demonstraram diferença significativa entre os pacientes. O autor concluiu que houve poucas correlações entre a incidência de instabilidade em média e profunda flexão baseado na deformidade de varo pré-operatória.

KAIPEL *et al* (2013) estudaram o posicionamento rotacional do componente femoral em 40 pacientes (36 com deformidade em varo e quatro com valgo) que foram submetidos a ATJ CANC, através de comparações entre os ângulos formados pelos eixos transepicondilares e condilares posteriores no pré-operatório e pós-operatório, em tomografias computadorizada. Todas as cirurgias foram realizadas com preservação do LCP e por meio da via de acesso parapatelar medial. Um dispositivo tensor (*B.Braun-Aesculap, Tuttlingen, Germany*) (Figura 12) foi utilizado para as mensurações dos *gaps* de extensão e flexão de 90° com 100 N de carga aplicada sem descrever a referência para esta força aplicada. Os resultados variaram entre 7° de rotação externa e 3° de rotação interna, e mostraram que 33 implantes femorais (82,5%) foram colocados em rotação externa em relação as mensurações pré-operatórias, quatro (10%) apresentaram a mesma rotação, 10 pacientes (25%) apresentaram o valor clássico de três graus de rotação externa e três joelhos (7,5%) foram colocados em rotação interna em relação ao eixo transepicondilar. Observou-se que a rotação femoral deve ser individualizada e não pré-determinada com valores fixos.



**Figura 12.** Tensiômetro com torquímetro (*B.Braun-Aesculap, Tuttlingen, Germany*). KAIPEL *et al* (2013).

REZENDE *et al* (2013) estudaram em radiografias panorâmicas de 66 pacientes brasileiros, 54 mulheres e 12 homens submetidos a ATJ, o ângulo médio de corte femoral distal nesta população. Os resultados não demonstraram diferenças significativas entre os sexos, e expuseram valor médio de 6,02° para as mulheres e 6,17° para os homens.

CHRISTENSEN, STEWART, JACOBS (2013) estudaram a relação da liberação ligamentar durante a equalização ligamentar em 1500 procedimentos de ATJ, sendo 1398 liberações mediais e 102 joelhos com liberações laterais, a fim de observar a influência do balanço ligamentar no posicionamento rotacional do componente femoral quando utilizado a técnica do *gap*. Todos os procedimentos foram realizados com implantes com preservação do LCP e pela via de acesso parapatelar medial. A simetria e dimensão dos *gaps* de extensão foram avaliadas com blocos espaçadores e os *gaps* de flexão foram mensurados com o joelho em 90° de flexão por meio de um tensiômetro de duplo pistão, (*Biomet, Warsaw, IN*), (Figura 13), com força de distração de 60 lb (267 N) aplicada com cada compartimento femorotibial. A rotação femoral foi determinada pela técnica do *gap*. Os resultados demonstram que a aplicação de rotação externa no componente femoral foi inversamente proporcional a quantidade de liberações progressivas de partes moles mediais, no entanto, quando analisado as liberações laterais, de uma e duas estruturas estabilizadoras, não foram observado influência na rotação femoral, diferentemente do observado quando foram realizadas liberações de três ou mais estruturas laterais, fato que produziu aumento da rotação externa femoral. Os autores concluíram que a utilização de parâmetros fixos de rotação femoral pode produzir assimetria no *gap* de flexão.

MATSUMOTO *et al* (2013) estudaram a relação entre os *gaps* de extensão e flexão em 120 pacientes submetidos a ATJ CANC pela técnica do *gap* em dois grupos diferentes: 40 cirurgias com implantes que substituíram o LCP e 80 que preservaram o LCP. Todas as mensurações dos equilíbrios ligamentares foram realizadas com o tensiômetro *Offset Repo-Tensor*<sup>®</sup> (Figura 9) com força aplicada de 40 lb. Durante as mensurações a patela foi reduzida e a via de acesso parapatelar medial reparada parcialmente. Os parâmetros rotacionais do implante femoral foram determinados pelos parâmetros anatômicos mensurados em tomografia pré-operatória. A tolerância para assimetria dos *gaps* foi estabelecida em 3°. Após a colocação do implante femoral de prova, os *gaps* foram medidos em extensão, 10°, 30°, 60, 90 e 120°. Os resultados mostraram que, tanto as cirurgias com e sem o LCP, mostraram tendências de aumento dos *gaps* a partir de 60° de flexão com aumento relevante nos implantes sem o LCP, no entanto, ocorreu diminuição significativa em 120° em ambos os implantes. O achado mais importante no estudo foi a demonstração que o padrão de equilíbrio ligamentar difere entre implantes com e sem o LCP, mesmo quando se utiliza a técnica do *gap* para a realização do posicionamento femoral e cortes ósseos.



**Figura 13.** Tensiômetro duplo pistão (*DePuy Orthopaedics Inc., Warsaw, IN, USA*). CHRISTENSEN, STEWART, JACOBS (2013).

JOSEPH *et al* (2013) realizaram um estudo randomizado para analisar os resultados das mensurações do balanceamento ligamentar em 41 pacientes submetidos a ATJ, com e sem assistência CANS. Todas as cirurgias foram realizadas com implantes que ressecaram o LCP e pela via de acesso parapatelar medial. Os *gaps* foram mensurados com tensiômetro *Stryker* (*Stryker Orthopaedics, Mahwah, NJ*), (Figura 2), e aplicação de força de 135 N, justificada por ser tensão suficiente para superar a laxidão nos tecidos moles. Foi aceita assimetria em até 2 mm para os *gaps*. Os resultados demonstraram que a avaliação do *gap* de flexão não produziu resultados com diferença significativa entre as técnicas avaliadas, diferentemente da análise do *gap* de flexão, que no método assistido por navegação, demonstrou maior precisão, e assim, os autores concluíram que a utilização do tensiômetro associado a CANS produziu maior controle no balanceamento ligamentar em extensão.

NISHIZAWA *et al* (2013) randomizaram em dois grupos 40 pacientes submetidos a ATJ, para avaliar a influência da altura patelar no

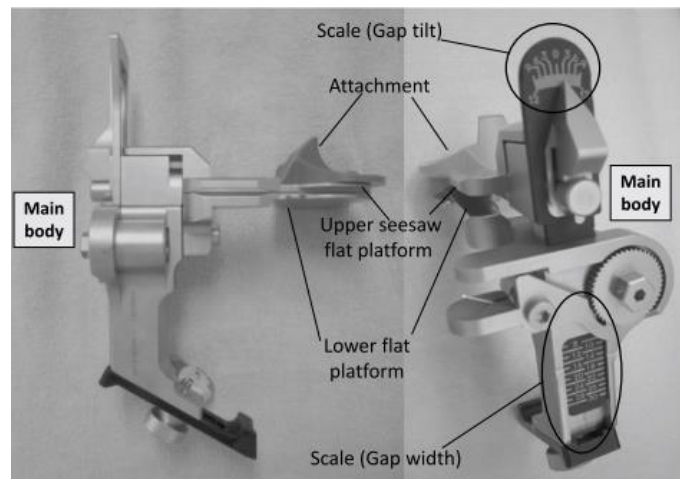
balanceamento ligamentar em implantes, com e sem a preservação do LCP. Todas as cirurgias foram realizadas pela via de acesso parapatelar medial e os *gaps* mensurados com um tensiômetro *Offset Repo-Tensor*<sup>®</sup> com carga de 40 lb. Os resultados demonstraram que a altura patelar apresentou correlação positiva somente com o implante com ressecção do LCP em 90° e 135° de flexão, no entanto, não foi observado nenhuma correlação com os outros parâmetros examinados em implantes que preservaram o LCP. Os autores postularam que, o equilíbrio dos tecidos moles durante a flexão do joelho, estava associado ao comprimento do ligamento patelar ou a altura da patela na ausência do LCP, e atribuíram a este ligamento o mais relevante papel para influenciar o equilíbrio ligamentar, durante a flexão com implantes que preservam o LCP.

LEE *et al* (2014) estudaram em 25 joelhos submetidos a ATJ CANC, pela via de acesso parapatelar medial com implantes que sacrificaram o LCP, a influência do posicionamento da articulação do quadril, durante a mensuração do *gap* de flexão. As mensurações do *gap* foram realizadas com o quadril fletido em 45° e 90° e os resultados demonstraram que não houve diferença significativa nas dimensões dos *gaps* medial e lateral em ambas as posições do quadril. Não foi descrito pelos autores os instrumentos que foram utilizados para as mensurações.

LUZO *et al* (2014) analisaram os eixos resultantes dos membros inferiores e a relação do balanceamento ligamentar em 200 ATJ consecutivas, operadas com a assistência por navegação. Os resultados para mensuração dos *gaps* realizada com *spreaders*, sem descrição do padrão de força manual aplicada, demonstraram que 96,4% dos pacientes apresentaram *gaps* de extensão e flexão balanceados, no entanto, não foi descrito o critério de aceitabilidade de assimetria para considerar os *gaps*

equilibrados. Em relação ao eixo mecânico resultante, 86.7% apresentaram-se dentro da margem de aceitação descrita de 3° para desvio em varo ou valgo. Todos os pacientes apresentaram melhora clínica pós-operatória baseada na *Knee Society Score*.

MATSUI *et al* (2014) desenvolveram um tensiômetro paramétrico, (Figura 14), capaz de mensurar os *gaps* em ATJ com o componente de prova do polietileno acoplado ao dispositivo, condição que facilita a acomodação do componente femoral ao tensiômetro durante o balanceamento ligamentar em múltiplas angulações de aferição. Os autores realizaram as mensurações, em quatro cadáveres com aplicação de 120 N, sem justificar essa escolha, em diferentes ângulos de flexão: extensão, 30°, 45°, 60°, 90° e 120° de flexão, e concluíram que o instrumental apresentou precisão e reprodutibilidade nas mensurações dos *gaps*.



**Figura 14.** Tensiômetro descrito no estudo de MATSUI *et al* (2014). MATSUI *et al* (2014).

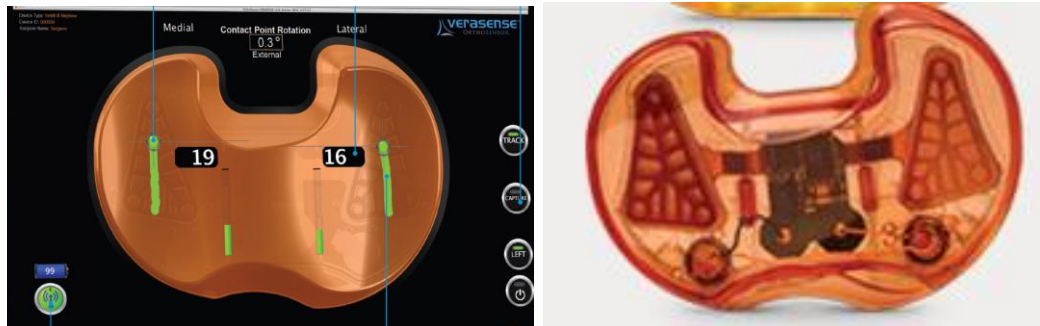
SCHNASER *et al* (2014) utilizaram um DDM correspondente a um polietileno de prova denominado *VERASENSE (Knee System-Orthosensor*



*Inc., Dania Beach, Florida, USA*) (Figura 15) em 56 pacientes submetidos a ATJ com via de acesso parapatelar medial e ressecção do LCP, para observar a carga compressiva aplicada nos compartimentos femorotibiais medial e lateral em diferentes ângulos de flexão e posicionamento patelar. As mensurações foram realizadas após o balanceamento ligamentar dos *gaps* serem realizados com blocos espaçadores e tolerância para assimetria de 3 mm. Foram comparados os comportamentos dos *gaps* em cinco posições: 1- membro em extensão suspenso pelo tornozelo e joelho pendente, 2- membro estendido em repouso sobre a mesa cirúrgica, 3- joelho flexionado 45°, 4- joelho flexionado 90° com membro pendente e segurado pela mão do médico assistente pelo tornozelo e 5- membro com o quadril e joelho flexionados em 90°. Todas as posições articulares foram mensuradas com a patela em quatro situações: reduzida com e sem fechamento retinacular, e com a patela deslocada evertida e não evertida. Os resultados demonstraram que no compartimento femorotibial medial, as menores compressões foram observadas com a patela deslocada (evertida ou não), e as maiores com a patela reduzida na tróclea (com e sem o fechamento retinacular medial). As cargas com a patela deslocada (evertida ou não) continuaram a diminuir com a flexão máxima, enquanto as cargas com a patela reduzida (com e sem o fechamento retinacular) não diminuíram após 90° de flexão. No compartimento femorotibial lateral, foram observadas cargas elevadas com o joelho pendente em extensão, independente do posicionamento patelar, que reduziram quando o joelho foi colocado em extensão relaxada sobre a mesa cirúrgica. No entanto, quando o joelho foi flexionado em 45° ocorreu aumento da pressão neste compartimento, sendo mais observado quando a patela foi deslocada (evertida ou não), se comparado ao posicionamento patelar reduzido (com ou sem fechamento retinacular). A partir de 45° de flexão houve uma

redução progressiva nas cargas, mais evidentes com a patela lateralizada (evertida ou não), se comparado com a patela reduzida, independente do fechamento retinacular. Pode-se observar por esse estudo, que o posicionamento patelar influencia nas tensões das estruturas estabilizadoras dos *gaps*, em diferentes angulações do joelho.

NAGAI *et al* (2014) estudaram em 78 joelhos com deformidade em varo, submetidos a ATJ pela via de acesso parapatelar medial e ressecção do LCP, a relação da dimensão central dos *gaps* em múltiplos ângulos de flexão, assim como a variação angular articular quando aplicado força de distração de 20 lb, 40 lb e 60 lb. Foi utilizado um tensiômetro *Offset Repo-Tensor*<sup>®</sup>, (Figura 9), para aplicar as três cargas diferentes nas angulações do joelho em extensão e com 10°, 30, 45, 60°, 90°, 120° e 135° de flexão. Os resultados mostraram padrões de dimensão e angulação em varo proporcionais nas diferentes aferições, porém com amplitudes maiores, conforme era aumentada a carga de distração, ainda que a diferença entre 20 lb e 40 lb tenham sido maiores que as encontradas quando comparado 40 lb e 60 lb. As principais conclusões do estudo demonstraram que o centro do *gap* e o equilíbrio ligamentar em varo, aumentaram significativamente com o aumento da força de distração aplicada, e demonstrou que a rigidez do compartimento lateral foi significativamente menor do que a rigidez do compartimento medial em cada ângulo de flexão, e portanto, os cirurgiões devem considerar esta condição para evitar rotação externa excessiva quando usado a técnica do *gap* para definir o posicionamento do componente femoral.



**Figura 15.** Dispositivo digital de mensuração dos *gaps* VERASENSE (*Knee System-Orthosensor Inc., Dania Beach, FL*) demonstrando os pontos de contato femoral no polietileno durante o movimento articular assim como as pressões recebidas em cada compartimento femorotibial. SCHNASER *et al* (2014).

HUANG *et al* (2014) estudaram, retrospectivamente, 51 joelhos com deformidade em valgo submetidos a ATJ com preservação do LCP por duas diferentes técnicas, CANS e técnica tradicional sem navegação, a fim de observar a existência de superioridade de uma sobre a outra. Todas as cirurgias foram realizadas pela via de acesso parapatelar medial e as simetrias dos *gaps* foram mensuradas com blocos espaçadores. Os resultados demonstraram que as cirurgias realizadas pela técnica tradicional apresentaram maior número de liberação retinacular patelar lateral, diferença no posicionamento rotacional femoral e desvio de eixo no plano sagital, com diferença significativa comparado a CANS, no entanto, sem diferença para o desfecho clínico.

ROCHE, ELSON, ANDERSON (2014) publicaram um estudo descritivo sobre um método de mensuração do equilíbrio ligamentar em ATJ, que utilizou sensores microeletrônicos alocados no interior do componente polietileno de prova para a mensuração das cargas nos compartimentos femorotibiais medial e lateral em toda a amplitude de movimento. Outra vantagem, relatada para este sistema de aferição, foi a possibilidade destes sensores demonstrarem o eixo da excursão do

componente femoral sobre o polietileno, e desta forma, permite auxiliar no posicionamento rotacional do componente tibial. Foi descrito neste estudo que um critério de desbalanceamento ligamentar é constatado quando ocorre uma diferença de pressão maior ou igual a 15 lb, entre os compartimentos femorotibiais.

YOON *et al* (2014) estudaram em 50 pacientes submetidos a ATJ CANC, a relação do posicionamento patelar com a formação dos *gaps* de extensão e flexão em 90°. Todas as cirurgias foram realizadas pela via parapatelar medial e ressecção do LCP. Foi utilizado um tensiômetro *Offset-type-force-controlled-spreader-system* (B. Braun Aesculap, Tuttlingen, Germany), (Figura 16), com 150 N de carga de distração em cada compartimento femorotibial, baseado em estudos prévios que sugeriam essa carga para as mensurações dos *gaps* em três posicionamentos distintos: a patela evertida, lateralizada ou reduzida. Os resultados demonstraram que a patela evertida diminuiu os *gaps* de extensão e flexão comparado aos demais posicionamentos estudados, com diferença significativa para o *gap* de flexão lateral, que demonstrou diferença de 4 mm para a patela reduzida e 2 mm para a patela lateralizada. Os autores creditam esses resultados ao deslocamento lateral e à rotação externa da tíbia que pode ser visto durante a eversão da patela.



**Figura 16.** Tensiômetro *Offset-type-force-controlled-spreader-system* (B. Braun Aesculap, Tuttlingen, Germany). YOON *et al* (2014).

DEBIEUX *et al* (2014) estudaram em 132 pacientes, com desvios em varo e valgo do EMMI, e submetidos a ATJ CANC, a acurácia para equilibrar os *gaps* de flexão e extensão em até 3 mm, e estabelecer o eixo mecânico final do membro em até 3° de assimetria em relação ao eixo neutro. Todos os procedimentos foram realizados pela via de acesso parapatelar medial, com implantes que ressecaram o LCP. O balanceamento ligamentar foi realizado com dois *spreaders* e aplicação de força manual empírica. Os resultados demonstraram que nos membros inferiores com desvios em varo, 97,8 % e 100 % dos pacientes apresentaram *gaps* de flexão e extensão equilibrados e 92 % para o EMMI dentro do parâmetro aceitável. Já em pacientes com desvios em valgo, 95,1 % e 97,6 % demonstraram *gaps* de flexão e extensão equilibrados e 71,4 % para o EMMI final dentro do parâmetro aceitável. Os membros inferiores com desvios EMMI pré-operatório maiores que 9° se demonstraram mais difíceis em obter alinhamento final, com menor variabilidade de assimetria, no entanto, não foi observado dificuldade em equilibrar os *gaps*.

ROBKOPF *et al* (2014) estudaram a relação do posicionamento do componente femoral para equilibrar os *gaps* de flexão e extensão. Foram realizadas 130 ATJ CANC com preservação do LCP, em que 120 pacientes permaneceram com o componente femoral colocado propositalmente, em média, 2.9° flexionados para otimizar a equalização e simetria entre os *gaps* de extensão e flexão. Todos os equilíbrios ligamentares foram realizados com instrumentais *spreaders* sem descrição de qual força padronizada foi aplicada. Os resultados demonstraram que a flexão intencional do componente femoral restabeleceu o equilíbrio dos *gaps* em mais de 90 %.

CAMARATA (2014) dissertou sobre o método de aferição de balanceamento ligamentar através do DDM *eLibra Dynamic Knee Balancing System* (Zimmer, Warsaw, Indiana), (Figura 11), capaz de aferir a pressão nos compartimentos femorotibiais medial e lateral, e por consequência, permitir liberações das estruturas estabilizadoras contraturadas, assim como interferir na rotação no componente femoral a fim de restabelecer o equilíbrio tensional no *gap* de flexão.

OKA *et al* (2014) randomizaram 40 pacientes para analisar a relação da inclinação tibial na formação dos *gaps*. Todas as cirurgias foram realizadas pela via de acesso parapatelar e os *gaps* foram mensurados com um tensiômetro *Offset Repo-Tensor*<sup>®</sup> (Figura 9) com aplicação de 40 lb de distração. Os resultados mostraram que, nos implantes com preservação do LCP, a inclinação tibial não influenciou no dimensionamento dos *gaps*, no entanto, quando analisado os resultados com implantes que ressecaram o LCP, notou-se correlação positiva entre o aumento da inclinação tibial associado ao aumento do *gap* de flexão.

GUSTKE *et al* (2014) utilizaram em 150 pacientes submetidos a ATJ com DDM *VERASENSE* (Knee System-Orthosensor Inc., Dania Beach, Florida, USA), (Figura 15), para mensurar o balanceamento ligamentar e determinar o conceito de joelho balanceado, assim como a obtenção do desfecho clínico avaliado após seis meses da cirurgia. Foi estabelecido a carga de contato de 15 lb no compartimento femorotibial como limite superior tolerável para classificar as tensões nas estruturas estabilizadoras mediais e laterais no joelho como balanceadas. Os autores concluíram que os desfechos clínicos em pacientes com joelhos balanceados por este critério foram satisfatórios.

NAKAJIMA *et al* (2014) analisaram a relação das mensurações dos *gaps* de extensão e flexão com sua correspondência no período pós-operatório. Vinte e um pacientes submetidos a ATJ pela técnica do *gap* com preservação do LCP foram balanceados com um tensiômetro (Figura 2), com aplicação de distração de 40 lb com o joelho em extensão e flexão de 90°. Os resultados cirúrgicos foram confrontados com os achados em radiografias realizadas com quatro a seis semanas de pós-operatório e mostraram diferença significativa para valgo na comparação para o *gap* de extensão, no entanto, para o *gap* de flexão não se observou diferença relevante. Os autores ressaltaram a importância para evitar o excesso de liberação medial nas deformidades em varo, pois as tensões pós-operatórias das estruturas, em extensão, podem variar em relação as determinadas no ato cirúrgico.

MATSUMOTO *et al* (2014) compararam em 135 ATJ CANC realizadas em pacientes com EMMI em varo o balanceamento ligamentar pela técnica do *gap* em implantes com e sem a preservação do LCP. O balanceamento ligamentar foi realizado com tensiômetro *Offset Repo-Tensor*<sup>®</sup> com aplicação de 40 lb de força. Os autores toleraram assimetria em até 3° para os *gaps*. Os resultados demonstraram que, apesar dos implantes com preservação do LCP apresentarem 66,7 % de simetria para os *gaps* de extensão e flexão comparados a 44,4 %, técnica de ressecção do LCP, os desfechos clínicos não se mostraram diferentes em dois anos de seguimento pós-operatório.

MATSUZAKI *et al* (2014) analisaram a relação entre o balanceamento e a cinemática da rotação interna tibial em 30 ATJ CANC com preservação do LCP em membros EMMI em varo. Os critérios estabelecidos para *gaps* equalizados toleraram diferenças em até 3 mm e 3°

de assimetria. Todos os *gaps* foram mensurados com a patela reduzida e usado um tensiômetro *Offset Repo-Tensor*<sup>®</sup> (Figura 9) com aplicação de 40 lb de força. Os resultados mostraram correlação positiva entre o equilíbrio do ligamento em varo e a rotação interna da tíbia, e corroboraram com o conceito de que a assimetria com discreto afrouxamento do compartimento femorotibial lateral em flexão, entre 60° e 90° de flexão, otimiza a mobilidade rotacional e produz rotação interna tibial aumentada, fator este contribuinte para o facilitar a mobilidade em flexão no pós-operatório em ATJ.

WATANABE *et al* (2014) analisaram a influência do balanceamento ligamentar com a cinemática pós-operatória, obtida em radiografias durante agachamento, em 44 ATJ realizadas pela via de acesso *midvastus* e com ressecção do LCP. Utilizou-se para as mensurações dos *gaps*, um tensiômetro *Offset Repo-Tensor*<sup>®</sup> (*Zimmer, Tokyo, Japan*), (Figura 9), com aplicação de 40 lb de força. As diferenças nos *gaps* entre a extensão e 135° de flexão foram correlacionadas positivamente com a amplitude de flexão pós-operatória, além de observarem que a assimetria de tensão entre os compartimentos femorotibial medial e lateral, afetam a cinemática durante o agachamento. Joelhos equilibrados mostraram menor translação anterior do côndilo femoral medial em flexão média a profunda, rotação externa femoral consistente e assimetria para varo e valgo. Os autores concluíram que os *gaps* equilibrados em toda amplitude articular, inclusive além da flexão de 90° são importantes para o restabelecimento da biomecânica do joelho e conseqüentemente facilitou a flexão pós-operatória, já que o desequilíbrio afetou negativamente a cinemática na atividade de agachamento.



SHARKEY *et al* (2014) estudaram, retrospectivamente, 10.003 ATJ para identificar a epidemiologia das revisões. Constataram que 7,8% das cirurgias (781 joelhos) foram submetidos a revisão sendo que 38% dos casos necessitaram troca de todos os componentes. O tempo médio para as falências precoces foi de 0.89 ano, e o tempo médio de falha tardia foi de 6,9 anos. A principal causa de falência total foi a soldura asséptica, correspondendo por 51,4 % das falhas tardias. A infecção foi a principal causa de revisão precoce respondendo por 37,6 % das revisões realizadas em até dois anos de pós-operatório e 21,9 % das revisões tardias.

STIEHL, HECK (2015) demonstraram que o uso da CANC é um bom método para obter joelho balanceados durante ATJ, em um estudo que utilizou seis membros inferiores de cadáveres e blocos espaçadores para a distração dos *gaps*.

NAKANO *et al* (2015) estudaram a amplitude de flexão final dos joelhos em 55 ATJ CANC com implantes que preservaram o LCP. Todos os procedimentos foram realizados pela via de acesso parapatelar medial e os *gaps* mensurados com um tensiômetro *Offset Repo-Tensor*<sup>®</sup>, (Figura 9), e aplicação de 40 lb de força com a patela reduzida e os joelhos posicionados em extensão, 10°, 30°, 60°, 90° e 120° de flexão. O critério utilizado para determinar equilíbrio ligamentar para os *gaps* permitiu assimetria em até 3°. Os resultados das mensurações dos *gaps* foram confrontados com radiografias pós-operatórias e mostraram correlação positiva entre o equilíbrio ligamentar em varo e a flexão do joelho pós-operatória, concluindo que o afrouxamento controlado até 3° do compartimento femorotibial lateral pode facilitar a amplitude de flexão final do joelho.

MINODA *et al* (2015) estudaram o afrouxamento ligamentar do joelho na posição de meia flexão em 259 joelhos submetidos a ATJ com implantes que ressecaram o LCP. Foi utilizado um tensiômetro *True Tensor* (*Biomet Japan, Inc., Tokyo, Japan*) (Figura 17) com distração de 120 N sem explicar esta escolha. Os resultados demonstraram que os *gaps* de flexão maiores que os de extensão, mensurados após os cortes ósseos e sem os implantes, apresentaram maior afrouxamento entre 30° a 120° de flexão, e desta forma, os autores concluíram que é possível estimar o afrouxamento em meia flexão do joelho apenas com as mensurações dos *gaps* ainda sem os componentes de prova implantados.



**Figura 17.** Tensiômetro *True Tensor* (*Biomet Japan, Inc., Tokyo, Japan*). MINODA *et al* (2015).

NAGAI *et al* (2015) estudaram a relação do *gap* de extensão e a estimativa da extensão final articular em 73 ATJ realizadas pela via de acesso parapatelar medial e ressecção do LCP. Todas as mensurações dos *gaps* foram realizadas após os cortes ósseos femorais e tibial com um

tensiômetro *Offset Repo-Tensor*<sup>®</sup>, (Figura 9), e aplicação de distração de 40 lb. Os resultados demonstraram que a mensuração do *gap* de extensão realizado com os cortes ósseos não é um método representativo para estimar a extensão final ativa do joelho com quatro semanas de pós-operatório, e sugere que o implante de prova femoral esteja posicionado para avaliar a extensão final fisiológica.

HASEGAWA, TAKAGITA, SUDO (2015) avaliaram a perspectiva em estimar a amplitude de flexão articular após ATJ CANC que ressecaram o LCP. As 31 cirurgias foram realizadas pela via de acesso *midvastus* e o balanceamento ligamentar realizado com tensiômetro *Offset Repo-Tensor*<sup>®</sup>, (Figura 9), sem descrição da carga aplicada e com a patela reduzida. Os resultados demonstraram que entre 90° e 120° de flexão, um afrouxamento de 1.8° mostrou correlação positiva com a amplitude de flexão. Não foi observado correlação com a flexão final do joelho baseado na variação dos *gaps* entre 0 até 90°, assim como com o ângulo de extensão pós-operatório não apresentou correlação com ângulos de extensão pré-operatórios e intra-operatório.

MATSUDA, ITO (2015) dissertaram sobre o balanceamento ligamentar ideal em ATJ. Foram abordados conceitos descritos em estudos sobre os parâmetros ideais de equalização ligamentar para os *gaps*. Os autores sugeriram: a) manter o *gap* de extensão medial com afrouxamento entre 1 mm a 3 mm para evitar contratura em flexão e instabilidade; b) o *gap* de flexão medial deve ser igual ao de extensão medial (ou divergir em uma dois milímetros), c) o *gap* de extensão lateral pode ser assimétrico em até 3° em relação ao medial se o alinhamento mecânico for neutro; d) o componente femoral não deve ser posicionado em rotação interna em relação ao eixo transepicondilar para equalizar o *gap* de flexão; e) a

liberação medial deve ser minimizada ao máximo para evitar a frouxidão do *gap* de flexão medial. Para a obtenção destes parâmetros intra-operatório, os autores descreveram a utilização de um tensiômetro com distração de 89 N para a mensuração do *gap* de extensão.

MENEGHINI *et al* (2015) analisaram a performance de três cirurgiões em relação ao julgamento de balanceamento ligamentar com a utilização de um DDM imediatamente antes do fechamento do mecanismo extensor. Um total de 189 ATJ foram balanceadas com *VERASENSE* (*Ortho-Sensor, Sunrise, Florida, USA*), (Figura 15), e os desfechos clínicos foram avaliados com quatro meses de pós-operatório. As forças nos compartimentos, medial e lateral médias, foram 70,7 lb e 44,0 lb. A diferença intercompartimental variaram, em média, 26,6 lb. Quinze por cento de todas as ATJ foram equilibradas com diferença até 15 lb entre os compartimentos femorotibiais, 57%, entre 15,1 lb e 75 lb, e 28% com mais de 75,1 lb. Os resultados das cargas associados aos desfechos clínicos demonstraram que diferença entre os compartimentos femorotibiais em até 60 lb não diferenciaram os desfechos, ainda que os melhores resultados foram registrados em diferenças menores que 15 lb.

CARVALHO *et al* (2016) estimaram a frequência de ATJ no SUS do Estado de São Paulo no período entre 2003 e 2010. No total, 10.592 ATJ foram realizadas (média anual de 1.369 procedimentos), com 9.271 (85%) ATJ primárias e 1.691 (15%) revisões. A relação média de ATJ para revisão de ATJ foi de 5.5:1. O crescimento de ATJ observado no período estudado foi de 133% em mulheres e 153% em homens.

TSUKEOKA, TSUNEIZUMI (2016) estudaram em 26 pacientes, que já possuíam ATJ e se submeteram ao procedimento no joelho oposto, a

influência da anestesia raquimedular na estabilização articular em varo e valgo. Os joelhos com implantes foram posicionados em 15° de flexão e avaliados por radiografia *Telos-Stress-Device* (METAX GmbH, Obbornhofen, Germany) com aplicação de 100 N de carga antes e depois do bloqueio medular. Os resultados mostraram que este tipo de anestesia pode interferir no balanceamento ligamentar durante a ATJ, já que a frouxidão aumentou de 3° para 3,6° no compartimento medial e de 4,7° para 5,7° no lado lateral.

ELMALLAH *et al* (2016) compararam as mensurações dos *gaps* com força manual empírica e com DDM *VERASENSE* (*Knee System; OrthoSensor, Inc, Dania Beach, Florida, USA*), (Figura 15), a fim de analisar a capacidade subjetiva em avaliar as tensões ideais durante o balanceamento ligamentar. Os resultados demonstraram que a subjetividade das mensurações com força manual empírica proporcionou maior tensão nos compartimentos femorotibiais, assim como maior assimetria intercompartimental. Outro achado significativo foi em relação ao posicionamento rotacional do componente tibial que, quando determinado pelo DDM apresentou posicionamento médio diferente em 10° comparado ao posicionamento empírico da base tibial.

AHN, LEE, KANG (2016) analisaram em 78 ATJ, com deformidade média em varo de 11,8°, a influência da ressecção tibial proximal vertical medial na formação dos *gaps* de extensão e flexão. O balanceamento ligamentar, em extensão e flexão, foi realizado com instrumentais *spreaders* com torquímetro sem graduação. Os resultados mostraram que, esta técnica para equalização do *gap* de extensão é válida, uma vez que a análise regressiva demonstrou que a cada 2,8 mm de ressecção óssea medial o *gap* de extensão medial é ampliado em 1,0 mm. Não foi

encontrado influência significativa desta técnica para o equilíbrio do *gap* de flexão.

RISITANO, INDELLI (2017) dissertaram e questionaram sobre o conceito de obter *gaps* simétricos em ATJ. Foram expostos argumentos que, em ATJ com implantes com preservação e ressecção do LCP, o movimento paradoxal de translação anterior poderia estar relacionado com o princípio do balanceamento ligamentar. Ao mesmo tempo, foi relatado que os implantes com polietileno mais congruentes no compartimento medial, denominados *medial pivot*, associados a uma tensão estabilizadora medial mais restritiva em relação as estruturas laterais, produziram movimentos dos joelhos mais fisiológicos. Ainda ressaltaram o fato que, até 35% das revisões precoces de ATJ nos EUA, estão diretamente relacionadas com o balanceamento ligamentar.

GELLER, LAKRA, MURTAUGH (2017) compararam os resultados, retrospectivos, de 690 ATJ realizadas sem instrumentos digitais de mensuração dos *gaps* com 252 ATJ que utilizaram o DDM *VERASENSE (Ortho-Sensor, Sunrise, Florida)*, (Figura 15), para a mensuração do balanceamento ligamentar. O critério de equilíbrio ligamentar estabelecido para os *gaps* dos joelhos mensurados com o DDM foi diferença em até 15 lb entre os compartimentos femorotibiais medial e lateral, no entanto, não foi citado como foram determinados o equilíbrio ligamentar nas ATJ que não utilizaram o DDM. Os resultados demonstraram que a porcentagem de manipulação sob anestesia para ganho de amplitude de movimento foi 3,2 vezes menor quando utilizado o DDM para determinar o balanceamento ligamentar.

TSUKADA, FUJII, WAKUI (2017) analisaram em 329 ATJ realizadas pela via de acesso *subvastus* em joelhos com EMMI em varo, a influência do desequilíbrio ligamentar em valgo em flexão de 90° e sua relação com o arco de movimento final. Todas as cirurgias utilizaram um tensiômetro *Offset knee balancer and JDK-mini torque wrench (Stryker Orthopaedics)* com média de carga de distração em extensão de 24.6 lb (109,43N) e em 90° de flexão de 23.4 lb (104,9N). Os resultados médios para o desbalanceamento em valgo encontrado foi, 0.6° em extensão e 1.8° em 90° de flexão, ambos sem diferenças significativas, assim como o desfecho clínico para a amplitude de flexão final não demonstrou correlação com a assimetria em valgo do *gap* de flexão com dois anos de pós-operatório.

KIM *et al* (2017) fizeram um estudo prospectivo, randomizado, em 150 pacientes submetidos a ATJ (técnica do *gap*) para analisar a influência da força de distração durante o balanceamento ligamentar do *gap* de flexão, assim como comparar o posicionamento rotacional do componente femoral em tomografias pós-operatória. Três grupos com 50 pacientes cada foram diferenciados pelas tensões de distração: 1- utilizou apenas a força de gravitacional do membro para a distração, 2- utilizou 20 lb (88,96 N) de distração aplicado em um tensiômetro *Buechel–Pappas TKA system (Endotec, Orlando, Florida, USA)* (Figura 18) e o 3- recebeu carga de 30 lb (133,45 N) para a mensuração do *gap* de flexão. Os resultados mostraram que a rotação externa média do componente femoral no 1° grupo foi de – 0,82°, no 2° grupo – 0,40° e no 3° grupo 1,37°. Os autores concluíram que a rotação ideal do componente femoral foi obtida na mensuração do *gap* de flexão com o uso do peso da perna (gravitacional) e com um dispositivo de tensão ajustado em 20 lb.



**Figura 18.** Tensiômetro *Buechel–Pappas TKA system* (Endotec, Orlando, FL, USA). KIM *et al* (2017).

SEO *et al* (2017) analisaram em 40 ATJ com EMMI em varo, a influência do corte posterior condilar (côndilo femoral e osteófitos) na dimensão do *gap* de extensão. As mensurações dos *gaps* foram realizadas em duas etapas: a primeira antes dos cortes femorais e, a segunda, com o implante de prova femoral. Foi utilizado um tensiômetro *Offset Repo-Tensor*, (Figura 9), em duas etapas, uma com 20 lb (88,96 N) e outra com 40 lb (177,93 N) de distração. Os resultados mostraram dimensões centrais médias de 13,3 mm e 13,8 mm com cargas de 20 lb, antes e depois do corte femoral, e 15,1 mm e 16,1 mm com carga de 40 lb. Os autores concluíram que o aumento do *gap* não apresentou relevância clínica significativa já que não apresentou diferença média maior que um milímetro.

GUSTKE *et al* (2017) em um estudo multicêntrico, em 129 pacientes, submetidos a ATJ com DDM *VERASENSE* (*OrthoSensor, Inc, Dania Beach, Florida*), (Figura 15), avaliaram as tensões compartmentais antes e depois do balanceamento de partes moles, assim como a



necessidade de liberações ligamentares para a obtenção do equilíbrio dos *gaps*. Os resultados mostraram que a correção das deformidades ósseas determinou, em geral, mudanças maiores no carregamento articular do que na correção de partes moles, especialmente em joelho com deformidades em varo, e, o balanceamento ligamentar foi realizado em até oito etapas para obtenção do equilíbrio. As pressões compartmentais (soma da carga lateral medial) aceitas ao término do equilíbrio, em média, se apresentaram nas proporções de 24% entre 0-20 lb, 54% entre 21-40 lb e 22% entre 41-60 lb.

GHARAIBEH, CHEN, MACDESSI (2018) fizeram um estudo retrospectivo para analisar a curva de aprendizado para o balanceamento ligamentar utilizando DDM *VERASENSE* (*Orthosensor, Dania Beach, Florida, USA*) (Figura 15). Noventa pacientes submetidos a ATJ foram divididos em dois grupos, os primeiros 45 pacientes operados com DDM em um grupo e os demais 45 restantes operados da mesma forma em outro. Todas as cirurgias foram realizadas pela via de acesso parapatelar medial e os cortes articulares com guias intramedulares no fêmur distal e tibia proximal. Os critérios de *gaps* balanceados foram definidos pela diferença de pressão entre os compartimentos medial e lateral  $\leq 15$  lb. Diferença intercompartimental  $> 40$  lb ou qualquer pressão compartmental  $> 60$  lb determinava a necessidade de realizar mais cortes ósseos. Diferença intercompartimental  $> 15$  lb com pressão absoluta no compartimento femorotibial  $< 40$  lb exigia apenas liberação de tecido mole. Os resultados demonstram que, no primeiro grupo, 11% dos balanceamentos em 10° e 45° de flexão e 9% em 90° de flexão permaneceram fora dos critérios estabelecidos para *gaps* equalizados. O tempo cirúrgico não foi relevante, com diminuição em dois minutos para o segundo grupo, que não

apresentou divergência para os parâmetros de equilíbrio. Os autores sugeriram que a curva de aprendizado de utilização do DDM em ATJ seja, aproximadamente, 30 cirurgias com base no platô da curva de tendência.

NIELSEN *et al* (2018) comparam, em um calibrador, a acurácia das mensurações dos *gaps* de três dispositivos diferentes: tensiômetro graduado em 20 lb, 40 lb e 60 lb e a cada 2,5 mm (*DePuy, Warsaw, Indiana*), (Figura 8), tensiômetro graduado a cada 20 N de zero a 140 N e a cada 1 mm Tensionador Ligamentar Modular-TC<sup>®</sup> (*Smith & Nephew, Memphis, Tennessee*), (Figura 1 C), e um DDM (*XpandOrtho Inc, La Jolla, California*) (Figura 18). Também analisaram a influência da liberação do LCT e do LCP na sobrecarga articular, e concluíram que o DDM apresentou acurácia superior aos tensiômetros, além de demonstrar que a liberação medial aumentou o *gap* de flexão medial e a frouxidão passiva do joelho em valgo. A liberação do LCP aumentou os *gaps*, tanto na flexão quanto na extensão, com maior aumento no compartimento femorotibial lateral.



**Figura 19.** Dispositivo digital de mensuração de *gap* (*XpandOrtho Inc, La Jolla, CA*). NIELSEN *et al* (2018).

SRIPHIROM *et al* (2018) estudaram em 40 ATJ CANC realizadas em joelho com EMMI em varo, o impacto das retiradas dos osteófitos condilares posteriores nas dimensões dos *gaps* de extensão e flexão. Todos os *gaps* foram avaliados com o uso do tensiômetro *knee balancer* (DePuy Orthopedics Inc., Warsaw, Indiana, USA), (Figura 8), com aplicação de força de distração de 44 lb em ambos os compartimentos femorotibiais. O tamanho médio dos osteófitos analisados foi de 7,55 mm. Os resultados mostraram que após a retirada dos osteófitos, o *gap* de extensão medial, extensão lateral, flexão medial e flexão lateral, aumentaram em média 0,74 mm, 0,53 mm, 0,71 mm e 1,00 mm. Os autores propuseram fórmulas para estimar o aumento dos *gaps* em relação ao tamanho dos osteófitos: *gap* de extensão:  $0,06 \times \text{espessura dos osteófitos (em mm)} + 0,095$ . *Gap* de flexão medial:  $0,06 \times \text{espessura dos osteófitos (em mm)} + 2,55$ . *Gap* de flexão lateral:  $0,09 \times \text{espessura dos osteófitos (em mm)} + 0,31$ . No entanto, nenhuma expressão pôde ser usada para prever com segurança a alteração do *gap* de extensão medial.

SASAKI (2018) escreveu um editorial, com comentários sobre este estudo (FERREIRA *et al*, 2017), referente a comparação das mensurações dos *gaps* com *spreaders* e um tensionador Tensionador Ligamentar Modular-TC<sup>®</sup> (Smith & Nephew, Memphis, Tennessee), (Figura 1 C). Foi comentado o ineditismo de um estudo comparando os dois instrumentos usados para o balanceamento ligamentar, no entanto, ressaltou que a falta de padrão das cargas que devem ser aplicadas nas aferições com tensiômetro precisa ser melhor estudado. O autor exaltou a contribuição às pesquisas ortopédicas que o estudo forneceu.

## **MÉTODOS**

## 4. MÉTODOS

### 4.1 Desenho do Estudo

Estudo experimental laboratorial, transversal, realizado em peças anatômicas de membros inferiores – joelhos humanos crio-preservadas.

### 4.2 Aspectos Éticos

O estudo foi submetido ao parecer consubstanciado do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de São Paulo/Escola Paulista de Medicina (Unifesp/EPM) e aprovado em 05/08/2015 sob registro CAAE 44610015.3.0000.5505, Número do Parecer: 1.156.345.

### 4.3 Local

O projeto da pesquisa foi desenvolvido no Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Escola Paulista de Medicina da Universidade Federal de São Paulo, e realizado no Laboratório (*Cadaverlab*) da empresa *Smith & Nephew*<sup>®</sup>, localizado em Goodlett Farms Pkwy 7151, 38016, Cordova, Tennessee, Estados Unidos.

### 1.4 Orçamento

O estudo foi desenvolvido e contou com a parceria e fomento da empresa *Smith & Nephew*, que forneceu passagens aéreas e estadia para os cirurgiões envolvidos no projeto, além dos recursos necessários - peças

anatômicas de joelhos preservados, instrumentais cirúrgicos e o tensiômetro. Nenhum participante deste estudo recebeu verba pessoal.

#### **4.5 Casuística**

Vinte e dois cirurgiões realizaram 22 ATJ. Cada cirurgião operou um joelho aleatoriamente selecionado.

Todos os cirurgiões se declararam com experiência em artroplastias totais de joelho.

##### **4.5.1 Critérios de Inclusão**

- Peças anatômicas de membros inferiores, de ambos os gêneros, com joelhos preservados e correspondentes a idade maior de 18 anos;
- Peças anatômicas que apresentavam integridade do mecanismo extensor e estruturas estabilizadoras mediais e laterais;
- Peças anatômicas com amplitude de movimento passiva da extensão, até no mínimo 90° de flexão.
- Peças anatômicas sem manipulação cirúrgica prévia nos membros inferiores, e deformidades angulares menores que 10°, mensuradas clinicamente com goniômetro graduado em um grau.

##### **4.5.2 Critérios de Exclusão**

- Peças anatômicas que apresentarem ruptura completa intra-operatória do tendão quadricipital, ligamento patelar ou estabilizadores mediais e laterais (diagnosticados visualmente);
- Peças anatômicas que apresentaram fratura ou afundamento ósseo durante o procedimento cirúrgico de ATJ.

#### 4.6 Procedimentos

Vinte e dois membros inferiores crio-preservados em freezer -20°C foram deixadas em temperatura ambiente climatizada de 18° C por 24 horas, antes dos procedimentos cirúrgicos. Os membros inferiores, sem manipulação cirúrgica prévia ou deformidades angulares clínicas nos membros inferiores, foram submetidos ao procedimento de artroplastia total de joelho primária com implante Genesis II<sup>®</sup> com substituição do LCP (*Smith & Nephew<sup>®</sup>, Memphis, Tennessee, USA*), pela via de acesso *subvastus* em uma sala climatizada em 18°C. Cada cirurgião operou um joelho, aleatoriamente, seguindo a sequência estabelecida.

Após a paramentação com avental, luvas, gorros e mascaras descartáveis, os campos para membro inferior foram colocados tal qual em um ambiente cirúrgico hospitalar e os procedimentos cirúrgicos foram realizados em conformidade com a rotina cirúrgica de cada cirurgião, no entanto, com orientação para seguir os preceitos técnicos descritos por *INSALL et al (1985)*.

As cirurgias iniciaram-se com incisão cutânea mediana e anterior no joelho, e o acesso articular profundo foi determinado pela via *subvastus*. Após a lateralização do mecanismo extensor e a exposição articular, os

joelhos foram posicionados em flexão de 90° e os ligamentos cruzados anterior (LCA) e ligamentos cruzados posterior (LCP) foram excisados.

Um guia intramedular foi introduzido no canal femoral, com ponto de entrada na porção mais distal do sulco troclear sobre a inserção femoral do LCP para ser a referência do posicionamento do guia de corte femoral distal, definido empiricamente em 6° de valgo (REZENDE *et al* 2013), reproduzindo a ressecção da espessura distal do componente femoral (nove milímetros).

O posicionamento rotacional do implante femoral foi definido pelos parâmetros anatômicos clássicos: linha do sulco troclear (*Whiteside*), eixo condilar posterior e eixo transepicondilar.

O tamanho anteroposterior do implante femoral foi definido pela dimensão correspondente ao próprio joelho aferido por um guia, seguido da realização dos cortes femorais restantes através da colocação da caixa de quatro cortes (chanfros e côndilos posteriores).

Os cortes tibiais proximais foram realizados perpendiculares ao eixo mecânico utilizando um guia extramedular com caixa de corte com inclinação posterior de três graus (*slope*) e 10 mm de espessura baseado no ponto mais elevado da superfície do planalto tibial.

Após os cortes femorais e tibiais realizados, as avaliações dos *gaps* de extensão e flexão (com o joelho estendido na mesa cirúrgica e fletido em 90° - clinicamente avaliados) foram realizadas com instrumentais *spreaders* e um tensiômetro em cinco etapas (Figura 1A e 1C) sem qualquer liberação ligamentar adjuvante.



Durante as mensurações dos *gaps* com dois *spreaders*, cada instrumento foi posicionado em um compartimento femorotibial, medial e lateral, no ponto médio da largura condilar. Os *spreaders* eram graduados a cada dois milímetros de abertura de zero a 60 mm.

Para as mensurações dos *gaps* com um tensiômetro foi utilizado o Tensionador Ligamentar Modular-TC<sup>®</sup> (TLM-TC<sup>®</sup>) (*Smith & Nephew*<sup>®</sup>, *Aarau, Switzerland*) com graduação em um milímetro até 30 mm para análise da dimensão, e graduação de força a cada 20N com limite entre zero e 140 N.

As mensurações dos *gaps* foram realizadas nas seguintes cinco etapas:

- 1º Etapa: MENSURAÇÃO DOS *GAPS* DE EXTENSÃO E FLEXÃO SEM VISUALIZAÇÃO DIRETA DA GEOMETRIA EM FORMAÇÃO DURANTE A APLICAÇÃO DE FORÇA MANUAL EMPÍRICA COM *SPREADERS* – MÉTODO CEGO (MC) (Figura 20 A).

A visualização do joelho foi obstruída por compressa cirúrgica durante a aplicação de força manual empírica nos instrumentais *spreaders*, em cada compartimento femorotibial, nas avaliações dos *gaps* de extensão e flexão de forma cega. Os valores de abertura encontrados foram registrados em milímetros.

- 2º Etapa: MENSURAÇÃO DOS *GAPS* DE EXTENSÃO E FLEXÃO COM VISUALIZAÇÃO DIRETA DA GEOMETRIA EM FORMAÇÃO DURANTE A APLICAÇÃO DE FORÇA MANUAL EMPÍRICA COM *SPREADERS* – MÉTODO VISUAL (MV) (Figura 20 B).

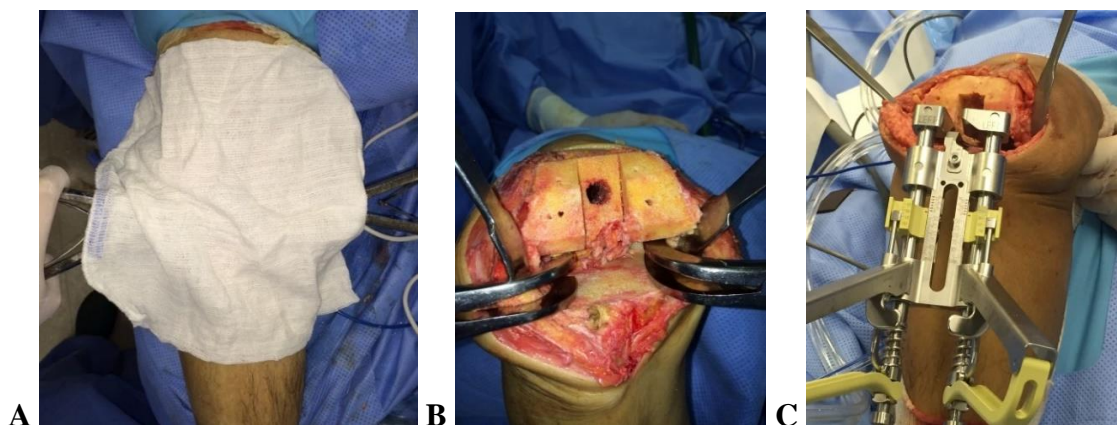
A visualização do joelho foi permitida durante a aplicação de força manual empírica nos instrumentais *spreaders* em cada compartimento femorotibial, nas avaliações dos *gaps* de extensão e flexão. Os valores de abertura encontrados foram registrados em milímetros.

- 3º Etapa: DEFINIÇÃO DAS FORÇAS MANUAIS EMPÍRICAS APLICADAS DURANTE A AFERIÇÃO NA 1º ETAPA.

As aberturas obtidas em milímetros durante as mensurações com *spreaders* na primeira etapa foram reproduzidas no TLM-TC<sup>®</sup>, a fim de obter os valores correspondentes em Newtons (N).

- 4º Etapa: DEFINIÇÃO DAS FORÇAS MANUAIS EMPÍRICAS APLICADAS DURANTE A AFERIÇÃO NA 2º ETAPA.

As aberturas obtidas em milímetros durante as mensurações com *spreaders* na primeira etapa foram reproduzidas no TLM-TC<sup>®</sup>, a fim de obter os valores correspondentes em Newtons (N).



**Figura 20.** A, mensuração do *gap* de extensão sem visualização da geometria em formação durante a aplicação de força manual empírica nos *spreaders*; B, mensuração do *gap* de flexão com visualização da geometria em formação durante a aplicação de força manual empírica nos *spreaders*; C, utilização do dinamômetro para aferir o *gap* de flexão com 80 N.

- 5º Etapa: MENSURAÇÃO DOS GAPS ASSISTIDA PELO TENSÍOMETRO TLM-TC<sup>®</sup> COM 100 N EM EXTENSÃO E 80 N – MÉTODO TENSÍOMETRO (MT), (Figura 20 C).

Em cada compartimento femorotibial foram aplicados 100 N de carga em extensão com posterior registro da dimensão formada nos *gaps*, e a mesma sequência foi realizada em flexão, porém com 80 N.

O critério escolhido para aplicação de 100 N de tensão em cada compartimento femorotibial em extensão e 80 N em flexão de 90°, foram pautados nos relatos de RITSCHL, MACHACEK, FUIKO (2007) que descreveram estas tensões como ideais para utilizar com o Tensionador Ligamentar Modular-TC<sup>®</sup> (*Smith & Nephew<sup>®</sup>, Aarau, Switzerland*). Outro fator que corroborou para este critério, foi o resultado exposto no estudo das tensões fisiológicas ligamentares dos *gaps* relatado por NOWAKOWSKI *et al* (2011) e KIM *et al* (2017).

#### **4.6.1 Desfecho Primário**

Analisar as forças manuais empíricas aplicadas nos instrumentais *spreaders* e sua correspondência na dimensão e simetria dos *gaps*, em extensão e flexão de 90°, em ATJ.

#### **4.6.2 Desfecho Secundário**

Analisar se a visualização da geometria na formação dos *gaps* determina influência na aplicação de força manual empírica durante o balanceamento ligamentar com instrumentais *spreader* em ATJ.

### **4.7 Análise Estatística**

Não foi utilizado um cálculo estatístico prévio para determinar o tamanho da amostra. O estudo utilizou todas as peças anatômicas disponíveis para obter o maior número possível de amostras e, com isso, aumentar o poder do estudo. Para as comparações utilizaremos o nível de significância de 0,05, o que equivale a uma confiança de 95%.

#### **4.7.1 Força manual empírica aplicada na mensuração dos *gaps***

Os resultados obtidos das forças aplicadas em cada compartimento femorotibial, em Newton, durante as mensurações dos *gaps* com *spreaders* (MC) e *spreaders* (MV) e com o tensiômetro foram comparadas entre si por meio do cálculo estatístico do teste dos Sinais.

As tensões que se apresentaram entre as graduações descritas no tensiômetro foram consideradas com o valor médio entre as duas graduações adjacentes. Tensões acima de 140 N foram consideradas de 160 N empiricamente.

#### **4.7.2 Dimensão dos *gaps***

Os resultados obtidos em cada compartimento femorotibial, em milímetros, durante as mensurações dos *gaps* com *spreaders* (MC) e *spreaders* (MV) foram comparadas entre si por meio do *Student t test* para amostra dependente (*Paired T Test*)

Os resultados obtidos em cada compartimento femorotibial, em milímetros, durante as mensurações dos *gaps* com *spreaders* (MC) e *spreaders* (MV) e com o tensiômetro foram comparadas entre si com o teste não Paramétrico de Wilcoxon.

### 4.7.3 Simetria dos *gaps*

As medidas, em milímetro, referentes a diferença de dimensão encontrada entre os compartimentos femorotibiais medial e lateral durante as mensurações dos *gaps* com *spreaders* (MC) e *spreaders* (MV) e com o tensiômetro foram comparadas entre si através dos testes não paramétricos de Wilcoxon.

### 4.7.4 Acurácia das mensurações com instrumentais *spreaders*

As medidas, em milímetro, referentes a diferença de dimensão encontrada entre os compartimentos femorotibiais medial e lateral, durante as mensurações dos *gaps* com *spreaders* (MC) e *spreaders* (MV) e com o tensiômetro, foram comparadas entre si por meio do teste exato de Fisher para avaliar a acurácia das mensurações pelo MC e MV com poder de 90 % para assimetrias com dois, três e quatro milímetros de diferença.

Em todas as análises estatísticas foram utilizados o *software* SAS versão 9 (SAS Institute Inc, Cary, NC), e versão Minitab 16 (Minitab, Inc, State College, PA) com nível de significância estabelecido para todas as análises em 0,05.

Não foi realizado diferenciação de mão dominante dos cirurgiões, uma vez que a distribuição aleatória dos joelhos dos cadáveres colocou os cirurgiões destros e canhotos para realizar procedimentos em joelhos direito e esquerdo, e, portanto, as mãos dominantes mensuraram os compartimentos medial e lateral em proporções aleatórias.

## **RESULTADOS**

## 5. RESULTADOS

### 5.1 Forças manuais empíricas aplicadas nas mensurações com *spreaders*

A Tabela 1 demonstra as tensões obtidas durante a terceira e quarta etapa de mensuração dos *gaps*, em que foram obtidas as forças manuais empíricas aplicadas pelos 22 cirurgiões durante o balanceamento ligamentar, nas duas etapas realizadas com *spreaders*, método cego (MC) e método visual (MV). Não houve perda nas amostras.

Dezessete cirurgiões aplicaram força maior que 100 N, sendo 12 maiores que 140 N para as mensurações do *gap* de extensão lateral (GEL), e 13 mensurações com mais de 100 N, sendo sete maiores que 140 N nas mensurações do *gap* de extensão medial (GEM) pelo MC. Três cirurgiões aplicaram forças menores que 100 N para as aferições do GEL e, oito, para o GEM pelo MC. Somente dois cirurgiões avaliaram o GEL com tensões de 100 N e, um cirurgião, o GEM com a tensão padronizada neste estudo, nenhum cirurgião mensurou os dois compartimentos em extensão com 100 N simultaneamente *spreaders* pelo MC.

Vinte e uma aferições apresentaram força aplicada maiores que 80 N nas avaliações do *gap* de flexão lateral (GFL), sendo 14 mensurações com mais de 140 N e, 14 mensurações com mais de 80 N sendo nove maiores que 140 N nas aferições do *gap* de flexão medial (GFM) pelo MC. Nenhum cirurgião aplicou força menor que 80 N para as aferições do GFL, no entanto, sete aplicaram força menor que 80 N para avaliar o GFM pelo MC. Somente um cirurgião avaliou o GFL com tensão de 80 N e um cirurgião o GFM com a tensão padronizada neste estudo. Nenhum cirurgião mensurou

os dois compartimentos em flexão com 80 N simultaneamente com *spreaders* pelo MC.

Dezoito cirurgiões aplicaram força maior que 100 N, sendo 10 maiores que 140 N para as mensurações do GEL e, 17 mensurações com mais de 100 N, sendo 11 maiores que 140 N nas mensurações do GEM pelo MV. Dois cirurgiões aplicaram forças menores que 100 N para as aferições do GEL e, sete, para o GEM pelo MV. Somente dois cirurgiões avaliaram o GEL com tensões de 100 N e, um cirurgião, o GEM com a tensão padronizada neste estudo, nenhum cirurgião mensurou os dois compartimentos em extensão com 100 N simultaneamente com *spreaders* pelo MV.

Dezoito aferições apresentaram força aplicada maiores que 80 N nas avaliações do GFL, sendo 12 mensurações com mais de 140 N e, 15 mensurações com mais de 80 N, sendo oito maiores que 140 N nas aferições do GFM pelo MV. Quatro cirurgiões aplicaram forças menores que 80 N para as aferições do GFL e, seis, para o GFM pelo MV. Nenhum cirurgião avaliou o GFL com tensão de 80 N e, um cirurgião, mensurou o GFM com a tensão padronizada neste estudo, nenhum cirurgião mensurou os dois compartimentos em flexão com 80 N simultaneamente com *spreaders* pelo MV.

Nota-se que nos dois métodos de mensuração com os *spreaders*, o compartimento femorotibial lateral, GEL e GFL, apresentaram percentis acima de 140 N mais expressivos que nos compartimentos femorotibiais mediais (Gráfico 1).



**Tabela 1.** Resultados, em Newton, das forças manuais empíricas aplicadas durante as mensurações dos *gaps* de extensão e flexão com *spreaders* com e sem visualização da geometria resultante.

JOELHO	GEL MC (N)	GEM MC (N)	GFL MC (N)	GFM MC (N)	GEL MV (N)	GEM MV (N)	GFL MV (N)	GFM MV (N)
1	100 - 120	120	100 - 120	120 - 140	120 - 140	100 - 120	120	> 140
2	> 140	> 140	> 140	> 140	> 140	> 140	> 140	> 140
3	> 140	> 140	> 140	> 140	120 - 140	120 - 140	> 140	> 140
4	> 140	> 140	> 140	> 140	100 - 120	100 - 120	> 140	> 140
5	> 140	> 140	> 140	> 140	> 140	> 140	120 - 140	100 - 120
6	> 140	120 - 140	> 140	> 140	120 - 140	120 - 140	100 - 120	100 - 120
7	> 140	> 140	> 140	> 140	> 140	> 140	> 140	> 140
8	> 140	> 140	> 140	> 140	> 140	> 140	> 140	> 140
9	> 140	> 140	> 140	120 - 140	> 140	> 140	120	120 - 140
10	120 - 140	120 - 140	120 - 140	120 - 140	120 - 140	120 - 140	120 - 140	120 - 140
11	> 140	80 - 100	> 140	80 - 100	> 140	80 - 100	> 140	80 - 100
12	120 - 140	120 - 140	> 140	> 140	120 - 140	> 140	60 - 80	> 140
13	100	80 - 100	100	60 - 80	120 - 140	80 - 100	> 140	60 - 80
14	60	60 - 80	> 140	60 - 80	80 - 100	80	> 140	> 140
15	120 - 140	100	> 140	80	> 140	100 - 120	100 - 120	60 - 80
16	> 140	80 - 100	> 140	60 - 80	> 140	80 - 100	> 140	60 - 80
17	> 140	60 - 80	80 - 100	> 140	> 140	100	> 140	80 - 100
18	120	120 - 140	80	80 - 100	100	> 140	60	80
19	100	> 140	> 140	60 - 80	100	> 140	> 140	60 - 80
20	80 - 100	80	80 - 100	60 - 80	> 140	80	60 - 80	40 - 60
21	> 140	80 - 100	> 140	60 - 80	120 - 140	80	60	60
22	60 - 80	80 - 100	> 140	60 - 80	80 - 100	80 - 100	> 140	80 - 100

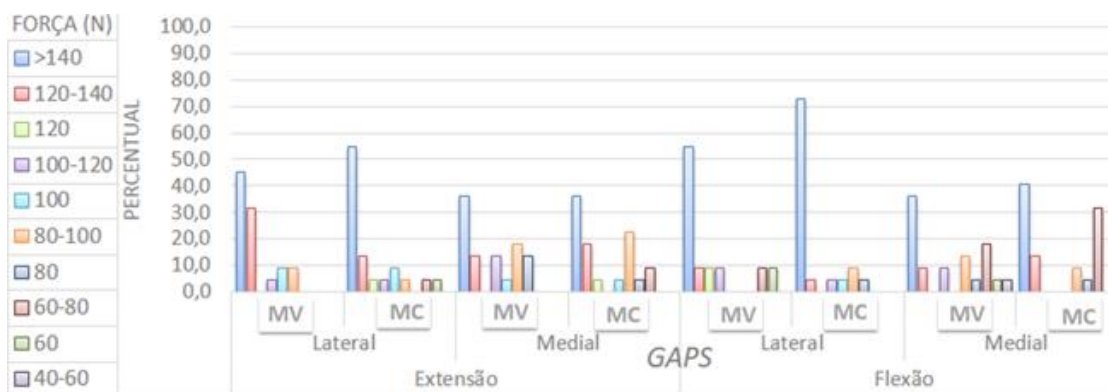
GEL: *gap* extensão lateral; GEM: *gap* extensão medial; GFL: *gap* flexão lateral; GFM: *gap* flexão medial; MC: método cego com *spreaders*; MV: método vendo com *spreaders*; MT: método tensiômetro; N: Newtons.

No entanto, as mensurações do GEL com *spreaders*, pelo MC e MV, demonstraram que os cirurgiões aplicaram forças manuais empíricas maior

que 100 N em 77,2 % e 81,8 %, e em 59 % e 77,2 % das aferições do GEM.

Com o joelho em flexão, os GFL apresentaram percentis acima de 80 N, nas aferições MC e MV em 95,4 % e 82,8 % e, o GFM 66,6 % e 68,1 % (Gráfico 1).

**Gráfico 1.** Porcentagem de distribuição de força manual empírica aplicada em cada compartimento femorotibial, em extensão e flexão, nas duas etapas das mensurações dos *spreaders*.



MC: método cego com *spreaders*; MV: método vendo com *spreaders*.

A menor variação média das forças manuais empíricas aplicadas com *spreaders*, pelos MV e MC, se mostrou no compartimento medial em extensão, 115,5 N (DP  $\pm$ 24,0) e 115,0 N (DP  $\pm$ 26,3), e a maior variação no compartimento femorotibial lateral em flexão 120,9 N (DP  $\pm$ 28,8) e 129,1 N (DP  $\pm$ 20,2) (Tabela 2).

Os GEL e GFL mensurados pelo MC e MV apresentaram diferenças significativas de força aplicada para o balanceamento ligamentar comparado as mensurações com tensões padronizadas e uso do tensiômetro ( $p < 0.05$ ), situação não observada nos *gaps* do compartimento medial em ambas posições (Tabela 2).

Os cirurgiões aplicaram as maiores médias de forças no compartimento lateral do joelho durante as medições pelos dois métodos usando *spreaders* (Tabela 2).

**Tabela 2.** Comparação das forças manuais empíricas aplicadas nas mensurações dos *gaps* nos dois métodos com *spreaders* em relação a mensuração com força padrão, 100 N em extensão e 80 N em flexão em cada compartimento femorotibial, utilizadas nas aferições com o tensiômetro - Teste dos Sinais.

<i>Gap</i>	Método	<i>Spreaders</i> Média±DP (N)	<i>Spreaders</i> Mediana (N)	<i>Spreaders</i> Intervalo (N)	IC 95% (N)	<i>p</i>
<b>GEL</b>	<b>MV</b>	127,3±17,2	130	90 - >140	(130;140)	0.0004
<b>GEL</b>	<b>MC</b>	123,6±24,6	140	60 - >140	(119.7;140)	0.0026
<b>GEM</b>	<b>MV</b>	115,5±24,0	120	80 - >140	(90;140)	0.1892
<b>GEM</b>	<b>MC</b>	115,0±26,3	130	70 - >140	(90;140)	0.3833
<b>GFL</b>	<b>MV</b>	120,9±28,8	140	60 - >140	(119.7;140)	0.0043
<b>GFL</b>	<b>MC</b>	129,1±20,2	140	80 - >140	(139.7 ;140)	0.0001
<b>GFM</b>	<b>MV</b>	106,4±32,6	110	50 - >140	(79.7 ;140)	0.0784
<b>GFM</b>	<b>MC</b>	109,1±32,5	130	70 - >140	(70;140)	0.1892

GEL: *gap* extensão lateral; GEM: *gap* extensão medial; GFL: *gap* flexão lateral; GFM: *gap* flexão medial; MC: método cego com *spreaders*; MV: método vendo com *spreaders*; N: Newtons.

Os resultados comparativos das forças aplicadas em cada compartimento femorotibial por um mesmo cirurgião, em extensão e flexão, demonstraram diferenças significativas entre a simetria bimanual ( $p < 0.05$ ) com maiores diferenças médias nas mensurações em flexão pelo MC e extensão pelo MV (Tabela 3).

Em relação a reprodutibilidade das mensurações com *spreaders* pelo MC e MV, 11 mensurações do GEL apresentaram as mesmas medidas pelos dois métodos (50 %), 13 aferições para o GEM (59 %), 11 para o GFL (50 %) e 12 para o GFM (54,5 %) (Tabela 1). Ressalta-se que a maioria das simetrias se deu com mensurações acima de 140 N, e, portanto,

não é possível afirmar que essa margem de medida se encontra dentro da qualquer graduação simétrica (Tabela 4 a 7).

**Tabela 3.** Comparação entre as forças aplicadas empiricamente pelas mãos direita e esquerda durante as mensurações dos *gaps* nos dois métodos com *spreaders* - com e sem visualização da geometria resultante da formação do *gap*. Teste dos Sinais.

<i>Gap</i>	Método	<i>Spreaders</i> Média±DP (N)	<i>Spreaders</i> Mediana (N)	<i>Spreaders</i> Intervalo (N)	IC 95% (N)	<i>P</i>
GEL - GEM	MV	23.63 ± 25.74	15	0 - 70	(12,23;35,05)	0.0020
GEL - GEM	MC	19.09 ± 25.43	10	0 - 80	(7,82;30,37)	0.0003
GFL - GFM	MV	27.27 ± 29.47	20	0 - 80	(14,21;40,34)	0.0003
GFL - GFM	MC	31.36 ± 34.26	15	0 - 80	(16,17;46,56)	0.0003

GEL: *gap* extensão lateral; GEM: *gap* extensão medial; GFL: *gap* flexão lateral; GFM: *gap* flexão medial; MC: método cego com *spreaders*; MV: método vendo com *spreaders*.

A análise dos percentis de aplicação de força de distração articular durante as aferições dos *gaps* expressa a predominância dos cirurgiões em aplicar, tanto no MC como no MV, forças bimanuais acima de 140 N nos compartimentos femorotibiais medial e lateral em extensão e flexão (tabela 4). Ressalta-se o fato que o instrumento de mensuração não foi capaz de determinar as cargas acima de 140 N, e portanto, não é possível considerar as mensurações simétricas com estas cargas.

**Tabela 4.** Distribuição das forças (N) medidas nos dois métodos – Extensão/Lateral.

Extensão/Lateral Com visualização	Sem Visualização (N)										Total
	40-60	60	60-80	80	80-100	100	100-120	120	120-140	>140	
40-60 (N)	■										0
60		■									0
60-80			■								0
80				■							0
80-100		1	1		■						2
100						1					2
100-120							■				1
120								1			0
120-140						1	1		2	3	7





de aferições com *spreaders*, que somente demonstrou destaque para diferença para o *gap* de flexão lateral (Gráfico 2).

**Tabela 8.** Resultados das dimensões dos *gaps* mensurados, em milímetros, nas três diferentes etapas sequenciais: sem a visualização da geometria resultante durante a aplicação de força manual empírica com *spreaders*; com visualização da geometria resultante da aplicação de força manual empírica com *spreaders*, e com a utilização do tensiômetro e força de distração com 100N em extensão e 80N em flexão em cada

JOELHO	GEL MC (mm)	GEM MC (mm)	GFL MC (mm)	GFM MC (mm)	GEL MV (mm)	GEM MV (mm)	GFL MV (mm)	GFM MV (mm)	GEL MT (mm)	GEM MT (mm)	GFL MT (mm)	GFM MT (mm)
1	23	22	25	22	24	21	27	30	20	18	19	17
2	16	20	24	20	18	20	20	17	11	15	13	16
3	18	18	22	18	16	16	21	16	15	14	15	11
4	20	17	18	14	18	14	14	14	15	13	10	09
5	16	13	17	13	13	12	14	09	12	10	11	07
6	16	12	20	18	10	10	14	12	08	08	11	09
7	22	26	24	22	22	28	22	22	16	18	19	16
8	22	20	26	22	20	18	26	24	16	16	18	15
9	16	14	16	11	16	16	12	10	10	09	09	07
10	11	13	15	14	10	12	14	15	08	10	10	09
11	22	14	26	22	22	14	24	22	18	15	19	21
12	14	20	28	26	14	18	18	24	16	16	23	21
13	10	8	14	10	12	8	16	14	10	9	13	16
14	12	12	22	16	18	14	26	22	19	16	15	18
15	28	22	16	12	28	24	14	10	25	23	12	13
16	20	14	30	16	24	14	28	16	17	16	20	19
17	28	12	20	26	26	18	32	22	16	17	19	20
18	14	18	20	22	12	20	16	20	12	15	20	21
19	16	14	24	14	16	20	22	14	16	11	15	17
20	16	6	20	10	18	6	20	10	15	8	19	14
21	18	12	28	22	14	10	22	20	12	13	25	23
22	12	12	20	18	16	12	20	18	17	13	15	19

compartimento femorotibial.

GEL: *gap* extensão lateral; GEM: *gap* extensão medial; GFL: *gap* flexão lateral; GFM: *gap* flexão medial; MC: método cego com *spreaders*; MV: método vendo com *spreaders*; MT: método tensiômetro; mm: milímetro.

Os valores médios das dimensões dos *gaps* mensurados pelo MC com *spreaders*, com exceção do GEM, foram maiores comparados as aferições pelo MV e com o uso do tensiômetro. Mesmo as mensurações realizadas com o tensiômetro apresentaram amplo desvio padrão assim como alguns resultados *outliers*, o que sugere duas hipóteses para este achado: as tensões periarticulares nos cadáveres apresentavam variabilidade ou as espessuras dos cortes ósseos não foram uniformizadas e, portanto, interferiram nas dimensões dos *gaps* (Tabela 9).

**Tabela 9.** Dimensões dos *gaps* com *spreaders* e o uso de tensiômetro com 100 N em extensão e 80 N em flexão e com *spreaders* e força manual empírica com e sem visualização da geometria resultante da formação do *gap* – *Student t test*.

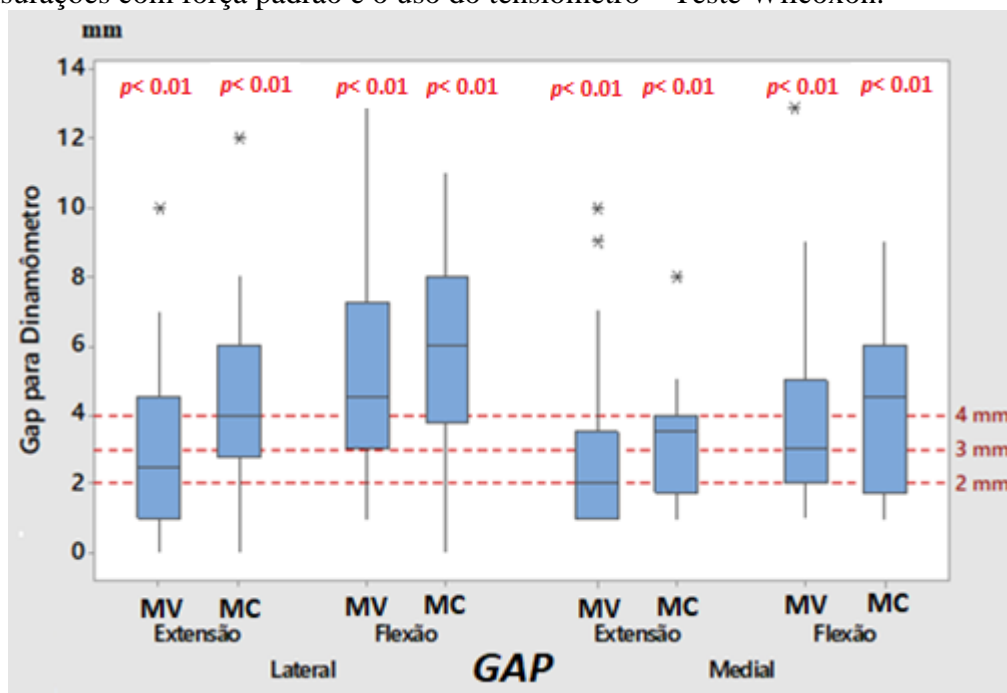
<i>Gap</i>	Método	Média±DP (mm)	Mediana (mm)	Intervalo (mm)	IC 95%
GEL	MV	17.6 ± 5.1	17.0	10-28	(15.3 ; 19.8)
GEL	MC	17.7 ± 5.0	16.0	10-28	(15.5 ; 19.9)
GEL	MT	14.7 ± 4,1	15.0	8-25	(12.9 ; 16.5)
GEM	MV	15.7 ± 5.3	15.0	6-28	(13.3 ; 18.0)
GEM	MC	15.4 ± 4.9	14.0	6-26	(13.2 ; 17.6)
GEM	MT	13.8 ± 3,8	14.0	8-23	(12.1 ; 15.5)
GFL	MV	20.1 ± 5.5	20.0	12-32	(17.6 ; 22.5)
GFL	MC	21.6 ± 4.5	21.0	14-30	(19.6 ; 23.6)
GFL	MT	15.9 ± 4,5	15.0	9-25	(13.9 ; 17.9)
GFM	MV	17.3 ± 5.6	16.5	9-30	(14.8 ; 19.8)
GFM	MC	17.6 ± 5.0	18.0	10-22	(15.4 ; 19.8)
GFM	MT	15.4 ± 4,9	16.0	7-23	(13.2 ; 17.5)

GEL: *gap* extensão lateral; GEM: *gap* extensão medial; GFL: *gap* flexão lateral; GFM: *gap* flexão medial; MC: método cego com *spreaders*; MV: método vendo com *spreaders*; MT: método tensiômetro; mm: milímetro.



Observou-se no Gráfico 3, que as medianas demonstradas nas mensurações dos GFL pelo MC e MV e no GFM pelo MC com dispositivos *spreaders* apresentaram resultados hiperdimensionados acima de quatro milímetros em relação as dimensões aferidas pelo MT. Já as mensurações com *spreaders* pelos MC e MV em extensão no compartimento medial proporcionaram a menor discrepância em relação ao balanceamento padronizado com uso do tensiômetro. Notou-se grande variação de amplitude dos *gaps* entre os MC e MV com *spreaders* e o tensiômetro.

**Gráfico 3.** A. Diferenças na dimensão dos *gaps* de extensão e flexão em cada compartimento femorotibial nas mensurações com *spreaders* e força manual empírica com e sem visualização da geometria resultante da formação do *gap* em relação as mensurações com força padrão e o uso do tensiômetro – Teste Wilcoxon.



MC: método cego com *spreaders*; MV: método vendo com *spreaders*; mm: milímetro.

Comparados os valores das dimensões dos *gaps* nas mensurações pelos dois métodos com *spreaders* ao método controle com tensiômetro, foi exposto que em todos os compartimentos femorotibiais os *gaps* foram hiperdimensionados quando aferidos pelo MC, com a menor relação demonstrada para o GEM em relação a aferição utilizando *spreaders* pelo MV com 1,73 mm (DP  $\pm$ 1,67), e a maior diferença demonstrada entre o GFL mensurado pelo MT com 5,68 mm (DP  $\pm$ 3,06) (Tabela 10).

**Tabela 10.** Comparação entre as dimensões dos *gaps* mensurados nos três diferentes métodos de mensurações: uso de tensiômetro com 100 N em extensão e 80 N em flexão em cada compartimento femorotibial e com *spreaders* e força manual empírica com e sem visualização da geometria resultante da formação do *gap*. Teste Wilcoxon.

<i>Gap</i>	Método	Média $\pm$ DP (mm)	Mediana (mm)	Intervalo (mm)	IC 95%	<i>P</i>
GEL	MV – MC	2,05 $\pm$ 1,84	2,0	0-6	(1,23 ; 2,86)	<0.01
GEL	MV – MT	3,23 $\pm$ 2,58	2,5	0-10	(2,08 ; 4,37)	<0.01
GEL	MC – MT	4,27 $\pm$ 2,76	4,0	0-12	(3,05 ; 5,50)	<0.01
GEM	MC – MV	1,73 $\pm$ 1,67	2,0	0-6	(0,99 ; 2,47)	<0.01
GEM	MV – MT	3,00 $\pm$ 2,60	2,0	1-10	(1,85 ; 4,15)	<0.01
GEM	MC – MT	3,27 $\pm$ 1,75	3,5	1-8	(2,50 ; 4,05)	<0.01
GFL	MV – MC	3,32 $\pm$ 3,03	2,0	0-12	(1,97 ; 4,66)	<0.01
GFL	MV – MT	5,27 $\pm$ 2,98	4,5	1-13	(3,95 ; 6,59)	<0.01
GFL	MC – MT	5,68 $\pm$ 3,06	6,0	0-11	(4,32 ; 7,04)	<0.01
GFM	MV – MC	2,23 $\pm$ 2,29	2,0	0-8	(1,21 ; 3,24)	<0.01
GFM	MV – MT	3,77 $\pm$ 2,84	3,0	1-13	(2,51 ; 5,03)	<0.01
GFM	MC – MT	4,18 $\pm$ 2,32	4,5	1-9	(3,15 ; 5,21)	<0.01

GEL: *gap* extensão lateral; GEM: *gap* extensão medial; GFL: *gap* flexão lateral; GFM: *gap* flexão medial; MC: método cego com *spreaders*; MV: método vendo com *spreaders*; MT: método tensiômetro.

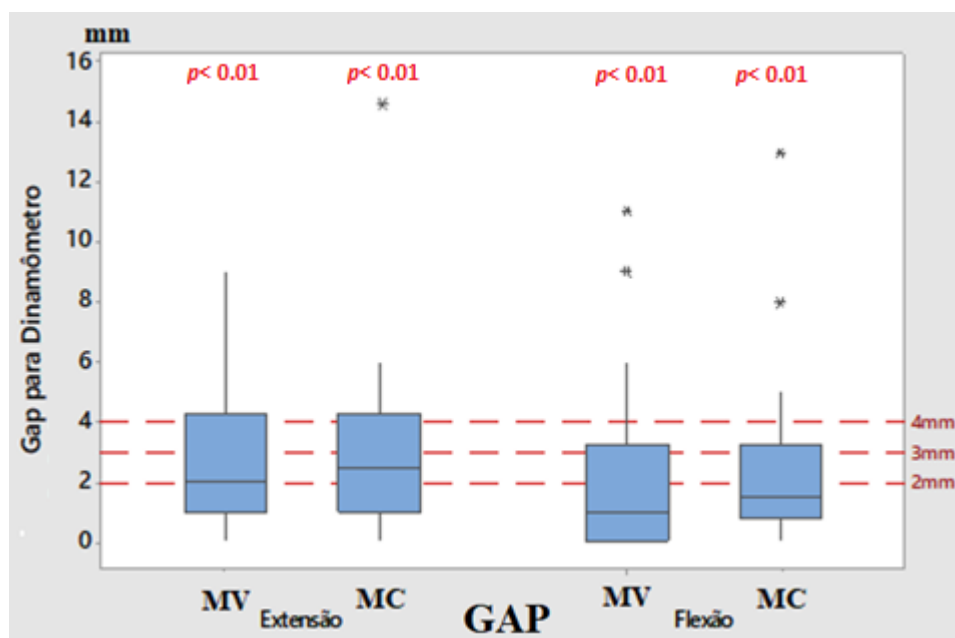
As comparações entre os resultados obtidos mostraram diferença significativa entre os três diferentes métodos em todos os compartimentos femorotibiais em extensão e flexão ( $p < 0.01$ ), e se observou que as

mensurações com *spreaders* pelo MV demonstraram menores diferenças em relação as medidas com tensiômetro se comparado aos resultados pelo MC (Tabela 10).

### 5.3 Simetria entre os *gaps* mensurados pelos três métodos

Em relação a simetria dos *gaps* mensurados com *spreaders*, tanto no MC e MV, notou-se que o balanceamento com o joelho posicionado em 90° de flexão produziram *gaps* menos assimétricos com medianas abaixo de dois milímetros, se comparados as mesmas mensurações com o joelho em extensão conforme exposto no Gráfico 4.

**Gráfico 4.** Comparação dos resultados para a simetria entre os *gaps* de extensão e flexão mensurados com *spreaders* e força manual empírica, com e sem visualização da geometria resultante da formação do *gap*, em relação aos resultados padronizados através da mensuração com tensiômetro e força controlada. Teste Wilcoxon.



MC: método cego com *spreaders*; MV: método vendo com *spreaders*.

Comparados aos resultados de simetria pelo uso do tensiômetro, as mensurações obtidas como instrumentais *spreaders* pelo MV apresentaram, em média, menores assimetrias para o *gap* de extensão com 2.68 mm (DP  $\pm 2.38$ ), e flexão 2.41 mm (DP  $\pm 3.00$ ) em relação as mensurações com *spreaders* e MC com 3.09 mm (DP  $\pm 3.21$ ) e 2.59 mm (DP  $\pm 3.10$ ), ainda que todas as aferições com *spreaders* apresentaram diferenças significativas em relação ao balanceamento com o tensiômetro ( $p < 0,01$ ) (Tabela 11).

**Tabela 11.** Comparação entre as simetrias dos *gaps* de extensão e flexão mensurados com *spreaders* com força manual empírica, com e sem visualização da geometria resultante da formação do *gap*, em relação a mensuração com força padrão de 100 N em extensão e 80 N em flexão em cada compartimento femorotibial utilizadas nas aferições com o tensiômetro. Teste Wilcoxon.

<i>Gap</i>	Método	Média $\pm$ DP (mm)	Mediana (mm)	Intervalo (mm)	IC 95%	<i>p</i> -value
GE	MV - MC	2.32 $\pm$ 1.84	2	0-8	(1.50-3.13)	<0.01
GE	MV - MT	2.68 $\pm$ 2.38	2	0-9	(1,63-3,74)	<0.01
GE	MC - MT	3.09 $\pm$ 3.21	2.5	0-15	(1.67-4.51)	<0.01
GF	MV - MC	1.73 $\pm$ 1.42	2	0-4	(1.10-2.36)	<0.01
GF	MV - MT	2.41 $\pm$ 3.00	1	0-11	(1,08-3,74)	<0.01
GF	MC - MT	2.59 $\pm$ 3.10	1.5	0-13	(1,22-3,96)	<0.01

GE: *gap* extensão; GF: *gap* flexão; MC: método cego com *spreaders*; MV: método vendo com *spreaders*; MT: método com tensiômetro.

As assimetrias encontradas nos *gaps* de extensão e flexão durante as mensurações com *spreaders* foram distribuídas para quantificar a porcentagem de assimetrias até dois, três e quatro milímetros em relação as mensurações com o tensiômetro.

Os resultados demonstraram que 77,3% dos *gaps* de extensão e flexão pelo MV com *spreaders* apresentaram assimetrias em até três milímetros e 18,2% assimetrias maior que quatro milímetros. As mensurações pelo MC apresentaram *gaps* de extensão e flexão com 63,6% e 68,2% de assimetrias em até três milímetros, e 22,7% das aferições com assimetrias maiores que quatro milímetros em relação as mesmas mensurações com o tensiômetro (Tabela 12). Observou-se que as mensurações com *spreaders* pelo MV demonstraram menor tendência de assimetria em relação ao MC (Tabela 12).

**Tabela 12.** Porcentagem de assimetria dos *gaps* pelos métodos aferidos com *spreaders* comparado as mensurações com o tensiômetro para uma acurácia de 90%. Teste de Fisher

<i>Gap</i>	Método	% até 2 mm	<i>P</i> value	% até 3 mm	<i>P</i> value	% até 4 mm	<i>P</i> value
GE	MV - MT	59,1	<0,001	77,3	0.161	81,8	0.270
GE	MC - MT	50,0	<0,001	63,6	<0,001	77,3	0.161
GF	MV - MT	63,6	<0,001	77,3	0.161	81,8	0.270
GF	MC - MT	59,1	<0,001	68,2	0.018	77,3	0.161

GE: *gap* extensão; GF: *gap* flexão; MC: método cego com *spreaders*; MV: método vendo com *spreaders*; MT: método tensiômetro.

**DISCUSSÃO**

## 6. DISCUSSÃO

O balanceamento ligamentar continua sendo um momento desafiador durante o procedimento de ATJ, e os resultados deste estudo demonstraram que o uso dos instrumentais *spreaders*, com aplicação de força manual empírica, produziram *gaps* assimétricos e hiperdimensionados comparados as aferições com tensiômetro, e por consequência, podem influenciar na cinemática pós-operatória do joelho (YOON *et al*, 2014).

Vinte por cento dos pacientes submetidos ao tratamento de ATJ relatam alguma insatisfação por queixas de dor, instabilidade ou rigidez articular, sendo a instabilidade uma das principais causas de revisão de ATJ, respondendo por 8,1% e 6,7% das revisões com dez e 15 anos de pós-operatório (GHARAIBEH, CHEN, MACDESSI, 2018), e pode estar relacionadas em até 20% (SASANUMA *et al*, 2010) e 35% (RISITANO, INDELLI, 2017) das causas totais de revisões precoces. Nos EUA, 20,3 % das revisões de ATJ são realizadas por solturas assépticas e 6,4 % por instabilidade articular (DELANOIS *et al*, 2017). No Japão 40% das revisões são por soltura asséptica e 9 % por instabilidade (KASAHARA *et al* 2013).

Em contraste com os cortes ossos, as liberações dos “tecidos moles” para o balanceamento ligamentar não podem ser suficientemente planejadas no pré-operatório (MATZIOLIS, MATZIOLIS, PERKA, 2012). Esta situação corrobora para o conceito “artesanal” baseado em sensação subjetiva e visual para o equilíbrio dos *gaps*, principalmente quando são utilizados instrumentos como *spreaders* e blocos espaçadores (GUSTKE, 2012; MATSUMOTO *et al*, 2011), além de testificar que a ATJ não pode ser considerado um “exercício de carpintaria óssea” (FEHING *et al*, 2001).

A atenção adequada ao equilíbrio ligamentar periarticular é fundamental para a estabilidade e funcionalidade do joelho no pós-operatório. O excesso de lassidão articular, ainda que não exista um padrão estabelecido de tolerância, pode proporcionar instabilidade clínica. Em contraste, um retesamento ligamentar pode melhorar a estabilidade mas potencializa as chances de queixas de dor, desconforto e déficits funcionais, incluindo redução do movimento, desgaste do polietileno e afrouxamento da prótese (SCHIRM *et al*, 2011; KWAK *et al*, 2012).

Desde a fundamentação conceitual para obtenção de *gaps* de extensão e flexão balanceados com resultado geométrico retangular (INSALL *et al* 1985), fez-se necessário a utilização de instrumentais precisos para este tempo cirúrgico.

Somente em meados da década de 1990, as pesquisas de um grupo de estudo do Reino Unido, o *Balancer Study Group*, realizaram pesquisas para desenvolver instrumentais de balanceamento ligamentar que pudessem oferecer controle objetivo de aferição, e com isso, surgiram os tensiômetros capazes de controlar as forças aplicadas durante a mensuração dos *gaps*. (GRAMADA, 2012).

O equilíbrio ligamentar durante a ATJ geralmente é alcançado com o uso de blocos espaçadores, *spreaders* ou tensiômetros, bem como pela colocação dos implantes com polietileno de teste (KWAK *et al*, 2012). Comparados, somente os tensiômetros são capazes de aplicar força graduada e controle de reprodutibilidade durante a equalização ligamentar.

Ainda que o desenvolvimento dos dispositivos para avaliar o equilíbrio ligamentar tenha avançado com foco em aumentar a precisão



destas mensurações, há dúvida quanto aos critérios aceitos para a assimetria dos *gaps* que não comprometa tecnicamente a estabilidade do joelho.

Analisados os resultados encontrados neste estudo, referente as aferições com *spreaders* e força manual empírica (FME) pelo MC e MV, pôde-se constatar que a reprodutibilidade das mensurações com este instrumental foi significativamente diferente ( $p < 0.01$ ), em todas as análises de *gaps* em extensão e flexão. Ressalta-se a relevante ressalva que a maior parte das reprodutibilidades iguais foram determinadas com cargas acima de 140 N, e, portanto, sem quantificar se existiu paridade na graduação.

As variações de aplicação de força manual empírica encontradas, validam a existência da real dificuldade para se transmitir o ensinamento da equalização ligamentar para médicos residentes, com instrumentais que não proporcionem objetividade na aplicação de força (GUSTKE 2012).

A falta de consenso na padronização das forças aplicadas, durante a avaliação do balanceamento ligamentar em ATJ, agrega outro desafio a ser vencido, já que múltiplas referências de tensões são descritas nos estudos sobre este tema para mensurações dos *gaps* (NOWAKOWSKI *et al*, 2011).

GRIFFIN, INSALL, SCUDERI (2000) descreveram o uso de força manual empírica máxima para a mensuração dos *gaps* com *spreaders*, no entanto, questionaram se esta força seria adequada e, questionaram se o uso de um tensionador poderia aumentar a acurácia da mensuração.

MATSUMOTO *et al* (2011) através de um tensiômetro (*Offset Repo-Tensor*) descreveu que 40 lb corresponde a tensão ideal para a mensuração dos *gaps* com este instrumento.

LURING *et al* (2006) consideraram apropriadas as cargas de 150 N para avaliação do *gap* de extensão e 90 N para o *gap* de flexão em 90° com o tensionador (*Balansys, Mathys, Bern, Switzerland*), em contraste as cargas propostas com o uso do mesmo tensiômetro por HEESTERBEEK *et al* (2009) que aplicaram 200 N em extensão e 150 N em flexão, com base na experiência do cirurgião.

HIGUSHI *et al* (2009) descreveram uso de 80 N de força de distração para avaliação dos *gaps* de extensão e flexão com um tensiômetro (*DePuy Orthopaedics Inc., Warsaw, IN, USA*).

ASANO *et al* (2004) relataram que a aplicação de carga entre 80 N e 160 N são apropriadas para medir o equilíbrio ligamentar com o tensiômetro (*Stryker Howmedica Osteonics, Allendale, New Jersey*), uma vez que as estruturas estabilizadoras íntegras, e tensionadas, não permitem o aumento dos *gaps*, mesmo aplicando forças de aumento de tensão. ZALZAL *et al* (2004), com o mesmo tensiômetro (*Stryker*), demonstraram que a diferença na dimensão dos *gaps* não aumentou com aplicação de 200 N de força de distração. Somente tensões maiores proporcionaram *gaps* hiperdimensionados, já que o aumento de aproximadamente quatro milímetros foi observado com aplicação de 400 N e, aproximadamente sete milímetros, com 800 N.

RITSCHL, MACHACEK, FUIKO (2007) descreveram, em cada compartimento femorotibial, aplicação de 100 N para avaliação do *gap* de extensão e 80 N em flexão de 90° com o uso do Tensionador Ligamentar Modular-TC® (*Smith & Nephew®*, *Aarau, Switzerland*), o mesmo instrumento utilizado neste estudo. O valor de 100 N para a aferição em extensão foi corroborado no estudo das tensões fisiológicas ligamentares

dos *gaps* publicado por NOWAKOWSKI *et al* (2011). A utilização de 80 N para obter o equilíbrio ligamentar em flexão foi retratado por KIM *et al* (2017), em um estudo sobre a tensão ideal a ser aplicada para determinar o posicionamento rotacional do componente femoral, quando utilizado a técnica do *gap* para esta finalidade. Estes resultados serviram de substrato para a escolha das tensões aplicadas neste estudo.

Parte destas divergências de tensões correspondentes para as aferições dos *gaps* baseiam-se nos diferentes tipos de tensiômetros encontrados e a forma em que eles mensuram as tensões ligamentares. Diferentemente de alguns tipos de tensiômetros que avaliam individualmente cada compartimento femorotibial, alguns modelos destes instrumentos apresentam distração articular centralizada no *gap*, ou seja, não aplicam forças assíncrona nos compartimentos femorotibiais, e por esse motivo podem exigir cargas divergentes de outros instrumentos.

A opção por utilizar, neste estudo, as tensões de 100 N em cada compartimento femorotibial em extensão e 80 N em flexão de 90° foram baseadas nos estudos de RITSCHL, MACHACEK, FUIKO (2007) em que foi referenciado estas cargas para o uso no Tensionador Ligamentar Modular-TC® (*Smith & Nephew*®, Aarau, Switzerland), e corroborado por NOWAKOWSKI *et al* (2011) que analisaram e identificaram estas cargas como as tensões fisiológicas nas estruturas estabilizadoras periarticulares.

Todavia, o excesso de força aplicada durante o balanceamento ligamentar não necessariamente espelha impacto clínico nas dimensões dos *gaps* (NOWAKOWSKI *et al*, 2011 e ZALZAL *et al*, 2004).

Comparadas as dimensões obtidas com o tensiômetro, as diferenças encontradas nas análises dos *gaps* de extensão e flexão pelo MV com

*spreaders* apresentaram hiperdimensão com significância estatística ( $p < .001$ ) pois expuseram resultados médios para o GEL, GEM, GFL e GFM de 3,23 mm, 3,00 mm, 5,27 mm e 3,77 mm. O mesmo achado foi observado nos resultados pelo MC.

Entretanto, a repercussão deste hiperdimensionamento não transmite, necessariamente, relevância clínica, já que, em princípio, esta grandeza poderia ser suprimida com a alteração do tamanho do polietileno. Contudo, quando esta situação está presente diante de pouco corte ósseo e os *gaps* demonstram falsa dimensão satisfatória para acomodação dos implantes nas avaliações com *spreaders*, situação que tecnicamente não seria possível diminuir o polietileno e, portanto, exigiria aumento dos cortes ósseos em busca de espaços satisfatórios para a acomodação dos implantes aumentando o tempo cirúrgico.

A utilização de força manual empírica nas mensurações dos *gaps* com *spreaders*, produziram maiores diferenças nas dimensões dos compartimentos femorotibiais laterais em extensão e flexão, com destaque para as aferições em flexão, quando comparados as mesmas medidas nos compartimentos mediais. Potencialmente, este fato ocorreu devido a assimétrica resistência oferecida pelo afrouxamento fisiológico existente nas estruturas estabilizadoras laterais comparado aos estabilizadores mediais, principalmente em flexão, portanto, fisiologicamente o *gap* de flexão, em 90°, é trapezoidal (TOKUHARA *et al*, 2004). Esta característica do compartimento lateral se apresentou, hipoteticamente, como um fator contribuinte para a dificuldade no controle da aplicação de força simétrica bimanual nas análises dos *gaps*.

Este achado alerta para as situações em que se utiliza *spreaders* para determinar o posicionamento rotacional do componente femoral exclusivamente pela técnica do *gap*, pois poderia induzir o cirurgião a um posicionamento femoral com excessiva rotação externa, condição capaz de produzir conflito de acomodação na interface com o polietileno (NORTHMORE, FREEMAN, BARNES, 1995).

O resultado efetivo da aplicação de força manual empírica para determinar o posicionamento rotacional do componente femoral não pôde ser avaliada neste estudo, uma vez que foram utilizados os eixos anatômicos: de *Whiteside*, transepicondilar e condilar posterior, para este posicionamento. Neste estudo, a opção metodológica pela técnica da ressecção mensurada para obtenção do posicionamento rotacional do fêmur foi escolhida justamente para que os cortes ósseos não influenciassem nos espaços dos *gaps*, já que a técnica clássica do *gap* realiza o balanceamento do *gap* de flexão através de uma compensação rotacional do componente femoral (Insall *et al*, 1985).

Por outro lado, a associação da rotação interna do componente femoral, que pode condicionar desconforto pós-operatório e dor na metáfise medial da tíbia (ROMERO *et al*, 2007), hipoteticamente, seria menos provável nas mensurações com *spreaders*, baseado nos resultados deste estudo.

É conceitual afirmar que a melhor técnica para aferir o equilíbrio ligamentar e dimensões definitivas nos *gaps* deve ser realizado com a presença do implante femoral posicionado. Desta forma, a anatomia articular seria restabelecida, além de proporcionar real influência do contato capsular posterior pelo implante femoral estariam definindo a

condição encontrada final resultante no pós-operatório (MATSUMOTO *et al*, 2011, IN *et al*, 2009). Ainda assim, as mensurações neste estudo foram realizadas sem os implantes de prova para que a amplitude dos espaços formados facilitassem as aplicações de força nos instrumentais, além do potencial viés que o peculiar *design* do implante femoral Genesis II® (Smith & Nephew, Memphis, Tn, USA), que apresenta uma compensação no eixo condilar posterior em 3°, pudesse carregar viés na análise dos resultados de simetria e dimensões dos *gaps*.

Os resultados para simetria dos *gaps* merecem destaque, pois esta condição clínica impacta diretamente na estabilidade articular e, por consequência, na longevidade dos implantes. As mensurações dos *gaps* de flexão pelo MV apresentaram menores média de assimetrias (2,41 mm) comparado aos de extensão (2,68 mm), com diferença estatística significativa em relação as medidas do tensiômetro. Este dado merece relevância, principalmente para procedimentos em que o posicionamento rotacional do componente femoral é determinado pela técnica do *gap*, já que o mesmo “erro” de resultado poderá ser aplicado na posição do implante femoral, e por consequência, conflitos na articulação patelofemoral poderão estar presentes.

Constatou-se que, apesar dos *gaps* de flexão terem resultados com maior dimensão em relação aos *gaps* de extensão, as assimetrias médias em flexão foram menores, principalmente para assimetrias até dois milímetros. Isso demonstra que a aplicação de maiores forças manuais com *spreaders* não necessariamente, agrega maior assimetria nos *gaps*. É preciso ressaltar que a ressecção do ligamento cruzado posterior (LCP) contribuiu para a assimetria dimensional entre os *gaps* de extensão e flexão (SEKIYA *et al* 2009).

Além da potencial interferência vinculada ao posicionamento rotacional, a assimetria dos *gaps* afeta diretamente a biomecânica articular, pois proporciona incongruência de contato e no descarregamento dos implantes, e com isso, potencializa o aumento do desgaste do implante (LEE *et al*, 2010). Além disso, a constatação de assimetria pode induzir o cirurgião a novas liberações ligamentares na busca de um equilíbrio, supostamente ideal.

Todavia, a diferença estatística presente na análise dos resultados, não necessariamente, acarreta prejuízo de desfecho ou impacto na estabilidade articular, uma vez que algum grau de assimetria entre os compartimentos é fisiológico e tolerável nas ATJ.

No entanto, ainda não é estabelecido o quanto é permitido tolerar para as diferenças de tensões e dimensões não impactarem na estabilidade articular. AUNAN *et al* (2012), IN *et al* (2009) e LEE IN *et al* (2011) consideram que um *gap* equilibrado permite assimetria em até dois milímetros entre os compartimentos femorotibiais.

YOON IN *et al* (2014) e GRIFFIN, INSALL, SCUDERI (2000) consideram que assimetria entre os compartimentos de um mesmo *gap* em até três milímetros é aceitável. KUSTER, BITSCHNAU, VOTRUBA (2004) consideram tensões que produzam assimetria em até quatro graus, aceitável.

GRIFFIN, INSALL, SCUDERI (2000) estudaram diretamente a acurácia das mensurações dos *gaps* com *spreaders* e força manual empírica em cirurgias realizadas por um único cirurgião e demonstraram que, 100 % dos *gaps* de flexão e extensão, foram equalizados com assimetria até três milímetros de abertura intercompartimental.

Por outro lado, a acurácia durante análise dos 22 cirurgiões que participaram deste estudo apresentou resultados preocupantes, já que 22,7 % dos joelhos estiveram com diferenças maior que três milímetros, e 18,2 %, ou seja, próximo de um quarto das medidas estariam com diferenças maiores que quatro milímetros de assimetria entre os compartimentos femorotibiais media e lateral.

Não é possível atribuir linearmente que estes resultados determinariam impactos negativamente na estabilidade articular ou no desfecho clínico pós-operatório, no entanto, a análise de múltiplos cirurgiões produziu resultados diferentes do estudo de GRIFFIN, INSALL, SCUDERI (2000) e responde a hipótese narrada por estes autores que o uso de um dispositivo tensionador calibrado deve fornecer resultados mais precisos.

A dificuldade para determinar a técnica correta do balanceamento ligamentar apoia-se nos diferentes vieses de mensuração que são descritos. NIKI *et al* (2012) demonstraram que a via de acesso profunda, ou seja, a agressão do mecanismo extensor durante o acesso articular interfere nos resultados obtidos durante as aferições dos *gaps*. SASAKI *et al* (2012) estudaram a relação da altura patelar, e sua influência nas determinações dos *gaps*, e encontraram resultados sugestivos, que a presença de patela alta determina *gaps* maiores em relação a patela em posição fisiológica. YOON *et al* (2014) avaliaram a interferência do posicionamento patelar durante as aferições dos *gaps* e demonstram que a lateralização e eversão da patela durante as mensurações produzem *gaps* menores, em relação a patela normoposicionada.



Não havia sido estudado, ainda, a potencial influência que a visualização da geometria dos *gaps*, durante a aplicação de força manual empírica nas mensurações com *spreaders*, pudesse impactar durante o balanceamento ligamentar por ação consciente ou inconsciente de interferência na aplicação das tensões manuais. Os resultados deste estudo demonstram que visualizar o formato do *gap* durante a mensuração com *spreaders*, não agregou prejuízo ao balanceamento ligamentar, já que todas as médias e medianas das dimensões e simetria dos *gaps* em cada compartimento femorotibial, em extensão e flexão, foram mais divergentes no MC em relação ao MV, em comparação aos resultados padronizados com o tensiômetro.

Analisado as dimensões, apesar do GEM mensurado com *spreaders* pelo MC ter apresentado valores dimensionais médios menores que os obtidos pelo MV, esse resultado não expressou vantagem técnica de mensuração pelo MC em relação ao MV já que, quando comparados as mensurações com força padronizada e uso do tensiômetro, a hiperdimensão média foi 3,00 mm entre o MV e o MT, e 3,27 mm em relação ao MC e o MT.

Contudo, é preciso ponderação em sobrepor os resultados deste estudo para a situação rotineira cirúrgica de mensuração dos *gaps*, pois, nas variadas tensões articulares *in vivo* associada a fragilização causadas pelas liberações mediais e laterais de partes moles, durante o balanceamento ligamentar, pode influenciar nas resistências das estruturas estabilizadoras, e isso poderia modificar a tensão ideal a ser aplicada para a avaliação dos *gaps* (HATAYAMA *et al*, 2011).

É preciso cautela ao analisar os resultados demonstrados neste estudo, em virtude dos potenciais vieses que a metodologia aplicada possa ter influenciado nos resultados obtidos.

Primeiramente, o estudo foi desenvolvido em joelhos de cadáveres, que apresentam diferença na resistência das estruturas ligamentares periarticulares, acrescida da total atonia muscular se comparado aos pacientes que realizam ATJ. Ressalta-se que a qualidade óssea medular de peças anatômicas se fragilizam facilmente, e, portanto, não foi possível a realização de múltiplas mensurações para obter acomodação das partes moles, e assim, anular potencial lassidão proporcionada pelas mensurações sequenciais. Realizar a distração dos *gaps*, múltiplas vezes, até que as tensões das estruturas estabilizadoras permaneçam constante, seria o método ideal para aferir a equalização ligamentar (MATSUMOTO *et al* 2011), logo, a metodologia para uma análise mais fidedigna para um teste de reprodutibilidade de mensurações potencialmente apresentou esse viés.

Secundariamente, a incapacidade do tensiômetro utilizado em precisar a força aplicada além de 140 N, tensão predominantemente aplicada na somatória das amostras, não permitiu analisar se as forças aplicadas maiores que esta medida se mantiveram pareadas.

O fato de 22 cirurgiões terem sido analisados e os resultados apresentados interroga dúvida quanto a necessidade de um universo maior de amostra para um resultado mais fidedigno. Acrescenta-se, a esta situação, a qualidade técnica dos cirurgiões que participaram deste projeto, pois o critério de inclusão pautou-se na autoavaliação de experiência cirúrgica com artroplastias, e, portanto, nenhum critério objetivo foi aplicado para esta qualificação. A presença de resultados *outliers* durante

as mensurações dos *gaps*, reforça a dúvida sobre a experiência de alguns cirurgiões com ATJ.

Ressalta-se que as aferições não foram realizadas com o implante femoral posicionado já que o componente femoral Genesis II<sup>®</sup> (*Smith & Nephew<sup>®</sup>, Memphis, Teennessee, USA*) possui uma compensação no côndilo posterior lateral em relação ao côndilo medial para proporcionar incongruência de 3° e compensar o posicionamento em rotação externa.

Outra condição que diminuiu a qualidade metodológica, foi a utilização de instrumentais *spreaders* graduados a cada dois milímetros, e um tensiômetro graduado a cada 20 N com limite máximo de leitura em 140 N, fatores que corroboraram para obtenção de dados menos precisos neste estudo.

As tensões escolhidas para serem referenciadas como controle, 100 N para as avaliações em extensão e 80 N para flexão, ainda que baseadas em estudos prévios de boa qualidade, demonstrando que estes valores são pertinentes para esta finalidade, ainda que sejam consensuais ou padronizadas universalmente para o balanceamento ligamentar.

Ainda assim, diante de todos estes potenciais vieses observados, SASAKI (2018) em seu editorial ressaltou o ineditismo na comparação entre as mensurações dos *gaps* com *spreaders* e o uso de um tensiômetro, e comentou a contribuição para as pesquisas ortopédicas que este estudo forneceu.

A busca pelo aprimoramento do balanceamento ligamentar em ATJ permanece florescendo com o desenvolvimento de novos dispositivos para esta finalidade. Desde 1994, ano em que sensores digitais de captação de

pressão articular foram desenvolvidos (GRAMADA 2012), o processo evolutivo para esta forma mais acurada de aferição estabelece-se atualmente nos dispositivos digitais de “segunda geração” (Figura 15).

Estes dispositivos possuem sensores colocados dentro dos polietilenos de teste, com a finalidade de observar as forças compressivas e o posicionamento de excursão dos implantes, durante toda amplitude de movimento. O grande viés para o uso deste instrumental é o custo elevado, além de não permitir avaliação universal a todos os tipos de fabricantes de próteses disponíveis no mercado (NIELSEN *et al*, 2018), e não estar disponível no Brasil, até a finalização deste estudo.

Ainda faltam estudos demonstrando o quanto esses dispositivos podem contribuir para otimizar os desfechos clínicos nos procedimentos e artroplastia total de joelho.

**CONCLUSÃO**

## 7. CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo expuseram que o uso dos instrumentais *spreaders*, para a mensuração do balanceamento e força manual empírica, produziram espaços superdimensionados e assimétricos, em comparação ao uso do tensiômetro e o uso de força controlada. Não foi observado viés durante a visualização do formato geométrico, resultante dos espaços articulares, durante aferição com *spreader*.

## **REFERÊNCIAS**

**REFERÊNCIAS**

1. Ahn JH, Back YW. Comparative Study of Two Techniques for Ligament Balancing in Total Knee Arthroplasty for Severe Varus Knee: Medial Soft Tissue Release vs. Bony Resection of Proximal Medial Tibia. *Knee Surg Relat Res.* 2013;25(1):13–8.
2. Ahn JH, Lee SH, Kang HW. Quantification of the effect of vertical bone resection of the medial proximal tibia for achieving soft tissue balancing in total knee arthroplasty. *CiOS Clin Orthop Surg.* 2016;8(1):49–56.
3. Asano H, Hoshino A, Wilton TJ. Soft-tissue tension total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2004;19(5):558–61.
4. Attfield SF, Warren-Forward M, Wilton T, Sambatakakis A. Measurement of soft tissue imbalance in total knee arthroplasty using electronic instrumentation. *Med Eng Phys.* 1994;16(6):501–5.
5. Aunan E, Kibsgard T, Clarke-Jensen J, Rohrl SM. A new method to measure ligament balancing in total knee arthroplasty: Laxity measurements in 100 knees. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2012;132(8):1173–81.
6. Babazadeh S, Stoney JD, Lim K, Choong PFM. The relevance of ligament balancing in total knee arthroplasty: how important is it? A systematic review of the literature. *Orthop Rev (Pavia).* 2009;1(Table 1):e26.
7. Camarata DA. Soft tissue balance in total knee arthroplasty with a force sensor. *Orthop Clin North Am.* Elsevier Inc; 2014;45(2):175–84.
8. Carvalho RT, Canté JC, Lima JH, Tavares LA, Takano MI, Tavares FG. Prevalence of knee arthroplasty in the state of São Paulo between 2003 and 2010. *Sao Paulo Med J.* 2016 Sep-Oct;134(5):417-422.



9. Christen B, Heesterbeek P V, Wymenga A, Wehrli U. Posterior cruciate ligament balancing in total knee replacement the flexion gap and tibial translation. *J Bone Joint Surg Br.* 2007 Aug;89(8):1046-50.
10. Christensen CP, Stewart AH, Jacobs CA. Soft tissue releases affect the femoral component rotation necessary to create a balanced flexion gap during total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*; 2013;28(9):1528–32.
11. Clarke HD, Fuchs R, Scuderi GR, Scott WN, Insall JN. Clinical results in valgus total knee arthroplasty with the “pie crust” technique of lateral soft tissue releases. *J Arthroplasty.* 2005;20(8):1010–4.
12. D’Angelo F, Binda T, Cherubino P. Use of an Electronic System for Soft Tissue Balancing in Primary Total Knee Arthroplasty. *Orthopedics.* 2013;36(11):856–9.
13. Debieux P, de Oliveira JRLM, Franciozi CEDS, Kubota MS, Granata G, Luzo MVM. Extension and Flexion Gap Balancing and Its Correlation With Alignment in Navigated Total Knee Arthroplasty. *Orthopedics.* 2014;37(8):e685–91.
14. Elmallah RK, Mistry JB, Cherian JJ, Chughtai M, Bhave A, Roche MW, et al Can We Really “Feel” a Balanced Total Knee Arthroplasty? *J Arthroplasty*; 2016;31(9):102–5.
15. Fehring TK, Odum S, Griffin WL, et al: Early failures in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 2001, 392:315.
16. Ferreira MC, Franciozi CES, Kubota MS, Priore RD, Ingham SJM, Abdalla RJ. Is the Use of Spreaders an Accurate Method for Ligament Balancing? *The Journal of Arthroplasty.* 2017; 32:2261-7.
17. Ferreira MC, Oliveira JCP, Zidan FF, Franciozi CEDS, Luzo MVM, Abdalla RJ. Total knee and hip arthroplasty: the reality of assistance in Brazilian public health care. *Rev Bras Ortop.* 2018 Jun 8;53(4):432-440.

18. Freeman MAR, Swanson SAV, Todd RC: Total replacement of the knee using the Freeman-Swanson knee prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 1973, 94:153.
19. Gamada K, Jayasekera N, Kashif F, Fennema P, Schmotzer H, Banks SA. Does ligament balancing technique affect kinematics in rotating platform, PCL retaining knee arthroplasties?: AAA prospective randomized study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008 Feb;16(2):160-6.
20. Gandhi R, de Beer J, Leone J, et al Predictive risk factors for stiff knees in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2006;21:46-52.
21. Gejo R, McGarry MH, Jun BJ, Hofer JK, Kimura T, Lee TQ. Biomechanical effects of patellar positioning on intraoperative knee joint gap measurement in total knee arthroplasty. *Clin Biomech;* 2010;25(4):352–8.
22. Geller JA, Lakra A, Murtaugh T. The Use of Electronic Sensor Device to Augment Ligament Balancing Leads to a Lower Rate of Arthrofibrosis After Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty;* 2017;32(5):1502–4.
23. Gharaibeh MA, Chen DB, MacDessi SJ. Soft tissue balancing in total knee arthroplasty using sensor-guided assessment: is there a learning curve? *ANZ J Surg.* 2018 May;88(5):497-501.
24. Gramada M. Ligament tensioning devices in total knee prostheses: evolution and classification. *Medicina Esportiva-Romanian,* 2012, v.VIII, n. 2, p. 1834–1838.
25. Griffin FM, Insall JN, Scuderi GR. Accuracy of soft tissue balancing in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2000 Dec;15(8):970-3.
26. Gustke KA, Golladay GJ, Roche MW, Elson LC, Anderson CR. A new method for defining balance: Promising Short-Term Clinical Outcomes of Sensor-Guided TKA. *J Arthroplasty.* 2014;29(5):955–60.

27. Gustke KA, Golladay GJ, Roche MW, Elson LC, Anderson CR. A Targeted Approach to Ligament Balancing Using Kinetic Sensors. *J Arthroplasty*; 2017;32(7):2127–32.
28. Hasegawa M, Takagita H, Sudo A. Prediction of post-operative range of motion using intra-operative soft tissue balance in total knee arthroplasty with navigation. *Comput Aided Surg*. 2015;20(1):47–51.
29. Hatayama K, Terauchi M, Higuchi H, Yanagisawa S, Saito K, Takagishi K. Relationship Between Femoral Component Rotation and Total Knee Flexion Gap Balance on Modified Axial Radiographs. *J Arthroplasty*.; 2011;26(4):649–53.
30. Heesterbeek PJC, Jacobs WCH, Wymenga AB. Effects of the balanced gap technique on femoral component rotation in TKA. *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467(4):1015–22.
31. Heesterbeek PJC, Keijsers NLW, Wymenga AB. Femoral component rotation after balanced gap total knee replacement is not a predictor for postoperative patella position. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2011;19(7):1131–6.
32. Higuchi H, Hatayama K, Shimizu M, Kobayashi A, Kobayashi T, Takagishi K. Relationship between joint gap difference and range of motion in total knee arthroplasty: A prospective randomised study between different platforms. *Int Orthop*. 2009;33(4):997–1000.
33. Huang TW, Kuo LT, Peng KT, Lee MS, Hsu RWW. Computed tomography evaluation in total knee arthroplasty: Computer-assisted navigation versus conventional instrumentation in patients with advanced valgus arthritic knees. *J Arthroplasty*; 2014;29(12):2363–8.
34. Hungerford DS, Krackow KA. Total joint arthroplasty of the knee. *Clin Orthop Relat Res*. 1985 Jan-Feb;(192):23-33.

35. In Y, Kim SJ, Kim JM, Woo YK, Choi NY, Kang JW. Agreements between different methods of gap balance estimation in cruciate-retaining total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2009;17(1):60–4.
36. Insall JN, Binazzi R, Soudry M, Mestriner LA. Total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1985 Jan-Feb;(192):13-22.
37. Ishii Y, Matsuda Y, Ishii R, Sakata S, Omori G. Coronal laxity in extension in vivo after total knee arthroplasty. *J Orthop Sci.* 2003;8(4):538–42.
38. Joseph J, Simpson PMS, Whitehouse SL, English HW, Donnelly WJ. The use of navigation to achieve soft tissue balance in total knee arthroplasty - A randomised clinical study. *Knee;* 2013;20(6):401–6.
39. Kaipel M, Gergely I, Sinz K, Neumann C, Sinz G. Femoral rotation in ligament balanced knee arthroplasty: A prospective clinical study. *J Arthroplasty.* 2013;28(7):1103–6.
40. Kamei G, Murakami Y, Kazusa H, Hachisuka S, Inoue H, Nobutou H, et al. Is patella eversion during total knee arthroplasty crucial for gap adjustment and soft-tissue balancing? *Orthop Traumatol Surg Res;* 2011;97(3):287–91.
41. Katz M a, Beck TD, Silber JS, Seldes RM, Lotke P a. Determining femoral rotational alignment in total knee arthroplasty: reliability of techniques. *J Arthroplasty.* 2001;16(3):301–5.
42. Kim J Il, Chun SH, Han HS, Lee S, Lee MC. Femoral component rotations in different gap tensions in total knee arthroplasty: A prospective randomized controlled trial. *Knee;* 2017;24(2):439–46.
43. Kim J, Nelson CL, Lotke PA. Stiffness after total knee arthroplasty: prevalence of the complication and outcomes of revision. *J Bone Joint Surg [Am]* 2004;86-A:1479- 84.

44. Koh HS, In Y. Semimembranosus Release as the Second Step of Soft Tissue Balancing in Varus Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty*. Elsevier Inc.; 2013;28(2):273–8.
45. Koh IJ, Chang CB, Kang YG, Seong SC, Kim TK. Incidence, Predictors, and Effects of Residual Flexion Contracture on Clinical Outcomes of Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty*; 2013;28(4):585–90.
46. Krackow K, Mihalko WM. Flexion-extension joint gap changes after lateral structure release for valgus deformity correction in total knee arthroplasty: a cadaveric study. *J Arthroplasty*. 1999;14(8):994–1004.
47. Kurtz S, Ong K, Lau E, Mowat F, Halpern M. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *J Bone Joint Surg Am*. 2007 Apr;89(4):780-5.
48. Kurtz SM, Ong KL, Schmier J, Mowat F, Saleh K, Dybvik E, Kärrholm J, Garellick G, Havelin LI, Furnes O, Malchau H, Lau E. Future clinical and economic impact of revision total hip and knee arthroplasty *J Bone Joint Surg Am*. 2007 Oct;89 Suppl 3:144-51.
49. Kuster MS, Bitschnau B, Votruba T. Influence of collateral ligament laxity on patient satisfaction after total knee arthroplasty: a comparative bilateral study. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2004;124:415–7.
50. Kwak DS, Kong CG, Han SH, Kim DH, In Y. Development of a pneumatic tensioning device for gap measurement during total knee arthroplasty. *Clin Orthop Surg*. 2012;4(3):188–92.
51. Lee DH, Padhy D, Park JH, Jeong WK, Park JH, Han SB. The impact of a rectangular or trapezoidal flexion gap on the femoral component rotation in TKA. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2011;19(7):1141–7.
52. Lee DH, Park JH, Song DI, Padhy D, Jeong WK, Han SB. Accuracy of soft tissue balancing in TKA: Comparison between navigation-assisted

- gap balancing and conventional measured resection. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2010;18(3):381–7.
53. Lee DS, Song EK, Seon JK, Park SJ. Effect of Balanced Gap Total Knee Arthroplasty on Intraoperative Laxities and Femoral Component Rotation. *J Arthroplasty.* 2011;26(5):699–704.
54. Lee JK, Chung K-S, Kim B-H, Choi CH. Flexion Gap Measured in 45 Degrees and 90 Degrees of Hip Flexion Positions during Total Knee Arthroplasty: Measurement by Navigation System. *Knee Surg Relat Res.* 2014;26(2):77–81.
55. Luring C, Bächli H, Hüfner T, Grauvogel C, Perlick L, Grifka J. Gap configuration and anteroposterior leg axis after sequential medial ligament release in rotating-platform total knee arthroplasty. *Acta Orthop [Internet].* 2006;77(1):149–55.
56. Luring C, Hüfner T, Perlick L, Bächli H, Krettek C, Grifka J. The Effectiveness of Sequential Medial Soft Tissue Release on Coronal Alignment in Total Knee Arthroplasty. Using a Computer Navigation Model. *J Arthroplasty.* 2006;21(3):428–34.
57. Luzo MVM, Ambra LFM, Debieux P, Franciozi CE da S, Costi RR, Petrilli M de T, et al Total knee arthroplasty with computer-assisted navigation: an analysis of 200 cases. *Rev Bras Ortop;* 2014;49(2):149–53.
58. Matsuda S, Ito H. Ligament balancing in total knee arthroplasty—Medial stabilizing technique. *Asia-Pacific J Sport Med Arthrosc Rehabil Technol;* 2015;2(4):108–13.
59. Matsui Y, Nakagawa S, Minoda Y, Mizokawa S, Tokuhara Y, Kadoya Y. Joint gap measurement in total knee arthroplasty using a tensor device with the same articulating surface as the prosthesis. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2014;134(5):699–705.

60. Matsumoto T, Kubo S, Muratsu H, Matsushita T, Ishida K, Kawakami Y, et al Different pattern in gap balancing between the cruciate-retaining and posterior-stabilized total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2013;21(10):2338–45.
61. Matsumoto T, Mizuno K, Muratsu H, Tsumura N, Fukase N, Kubo S, et al Influence of intra-operative joint gap on post-operative flexion angle in osteoarthritis patients undergoing posterior-stabilized total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2007;15(8):1013–8.
62. Matsumoto T, Muratsu H, Kawakami Y, Takayama K, Ishida K, Matsushita T, et al Soft-tissue balancing in total knee arthroplasty: Cruciate-retaining versus posterior-stabilised, and measured-resection versus gap technique. *Int Orthop.* 2014;38(3):531–7.
63. Matsumoto T, Muratsu H, Kubo S, Matsushita T, Ishida K, Sasaki H, et al Soft tissue balance using the tibia first gap technique with navigation system in cruciate-retaining total knee arthroplasty. *Int Orthop.* 2012;36(5):975–80.
64. Matsumoto T, Muratsu H, Kubo S, Matsushita T, Kurosaka M, Kuroda R. The influence of preoperative deformity on intraoperative soft tissue balance in posterior-stabilized total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2011 Dec;26(8):1291-8.
65. Matsumoto T, Muratsu H, Kubo S, Matsushita T, Kurosaka M, Kuroda R. Soft Tissue Tension in Cruciate-Retaining and Posterior-Stabilized Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty;* 2011;26(5):788–95.
66. Matsumoto T, Muratsu H, Kubo S, Matsushita T, Kurosaka M, Kuroda R. Intraoperative Soft Tissue Balance Reflects Minimum 5-Year Midterm Outcomes in Cruciate-Retaining and Posterior-Stabilized Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty;* 2012;27(9):1723–30.

67. Matsumoto T, Muratsu H, Kubo S, Mizuno K, Kinoshita K, Ishida K, et al Soft tissue balance measurement in minimal incision surgery compared to conventional total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2011;19(6):880–6.
68. Matsumoto T, Muratsu H, Tsumura N, Mizuno K, Kurosaka M, Kuroda R. Soft Tissue Balance Measurement in Posterior-Stabilized Total Knee Arthroplasty With a Navigation System. *J Arthroplasty* [Internet]. Elsevier Inc.; 2009;24(3):358–64.
69. Matsuzaki T, Matsumoto T, Kubo S, Muratsu H, Matsushita T, Kawakami Y, et al Tibial internal rotation is affected by lateral laxity in cruciate-retaining total knee arthroplasty: An intraoperative kinematic study using a navigation system and offset-type tensor. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2014;22(3):615–20.
70. Matziolis G, Matziolis D, Perka C. Pre-operative frontal plane malalignment predicts the extension gap asymmetry in knee osteoarthritis. *Int Orthop.* 2012;36(1):79–82.
71. Meneghini RM, Ziemba-Davis MM, Lovro LR, Ireland PH, Damer BM. Can Intraoperative Sensors Determine the “Target” Ligament Balance? Early Outcomes in Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty*; 2015;31(10):2181–7.
72. Minoda Y, Nakagawa S, Sugama R, Ikawa T, Noguchi T, Hirakawa M. Midflexion Laxity After Implantation Was Influenced by the Joint Gap Balance Before Implantation in TKA. *J Arthroplasty.* 2015;30(5):762–5.
73. Minoda Y, Sakawa A, Aihara M, Tada K, Kadoya Y, Kobayashi A. Flexion gap preparation opens the extension gap in posterior cruciate ligament-retaining TKA. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007 Nov;15(11):1321-5.



74. Moro-oka T aki, Shiraishi H, Iwamoto Y, Banks SA. Modified gap-balancing technique in total knee arthroplasty: Evaluation of the post-operative coronal laxity. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2010;18(3):375–80.
75. Mota e Albuquerque RF. Navigation in total knee arthroplasty. *Rev Bras Ortop.* 2011;46(1):18-22.
76. Mullaji A, Sharma A, Marawar S, Kanna R. Quantification of Effect of Sequential Posteromedial Release on Flexion and Extension Gaps. A Computer-Assisted Study in Cadaveric Knees. *J Arthroplasty;* 2009;24(5):795–805.
77. Mullaji AB, Shetty GM, Lingaraju AP, Bhayde S. Which factors increase risk of malalignment of the hip-knee-ankle axis in TKA? *Knee. Clin Orthop Relat Res.* 2013;471(1):134–41.
78. Muratsu H, Matsumoto T, Kubo S, Maruo A, Miya H, Kurosaka M, et al Femoral component placement changes soft tissue balance in posterior-stabilized total knee arthroplasty. *Clin Biomech;* 2010;25(9):926–30.
79. Nagai K, Muratsu H, Matsumoto T, Miya H, Kuroda R, Kurosaka M. Soft tissue balance changes depending on joint distraction force in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty;* 2014;29(3):520–4.
80. Nagai K, Muratsu H, Matsumoto T, Takahara S, Kuroda R, Kurosaka M. Influence of Intraoperative Soft Tissue Balance on Postoperative Active Knee Extension in Posterior-Stabilized Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty;* 2015;30(7):1155–9.
81. Nakajima A, Aoki Y, Murakami M, Nakagawa K. Changes in Joint Gap Balances between Intra- and Postoperation in Total Knee Arthroplasty. *Adv Orthop.* 2014;2014; 1-4.:790806.
82. Nakano N, Matsumoto T, Muratsu H, Takayama K, Kuroda R, Kurosaka M. Postoperative Knee Flexion Angle Is Affected by Lateral Laxity in

- Cruciate-Retaining Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty.*; 2015;31(2):401–5.
83. Nielsen ES, Hsu A, Patil S, Colwell CW, D’Lima DD. Second-Generation Electronic Ligament Balancing for Knee Arthroplasty: A Cadaver Study. *J Arthroplasty.* 2018 Feb 21. pii: S0883-5403(18)30205-5.
84. Niki Y, Takeda Y, Kanagawa H, Iwamoto W, Matsumoto H, Enomoto H, Toyama Y, Suda Y. Effects of four different surgical approaches on intra-operative joint gap in posterior-stabilized total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012 Oct;20(10):2026-31.
85. Nishizawa Y, Matsumoto T, Kubo S, Muratsu H, Matsushita T, Oka S, et al The influence of patella height on soft tissue balance in cruciate-retaining and posterior-stabilised total knee arthroplasty. *Int Orthop.* 2013;37(3):421–5.
86. Northmore-Ball.; Freeman, M; Barnes, KA. Sub-clinical rotational malposition: a potential cause of catastrophic wear in conforming condylar knee arthroplasty. *The Knee*, 1995, v.2, n.3, p.177–180.
87. Nowakowski AM, Majewski M, Müller-Gerbl M, Valderrabano V. Development of a force-determining tensor to measure “physiologic knee ligament gaps” without bone resection using a total knee arthroplasty approach. *J Orthop Sci.* 2011;16(1):56–63.
88. Nowakowski AM, Majewski M, Müller-Gerbl M, Valderrabano V. Measurement of knee joint gaps without bone resection: “physiologic” extension and flexion gaps in total knee arthroplasty are asymmetric and unequal and anterior and posterior cruciate ligament resections produce different gap changes. *J Orthop Res.* 2012;30(4):522–7.
89. Oka S, Matsumoto T, Muratsu H, Kubo S, Matsushita T, Ishida K, et al The influence of the tibial slope on intra-operative soft tissue balance in

- cruciate-retaining and posterior-stabilized total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2014;22(8):1812–8.
90. Oka S, Muratsu H, Matsumoto T, Kubo S, Maruo A, Miya H, et al The influence of patellar position on soft tissue balance in minimal incision total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2012;20(6):1064–8.
91. Papas PV, Cushner FD, Scuderi GR. The history of total knee rthroplasty. *The Knee Joint*, 2012, v. 33, n. 1, p. 699–707.
92. Peters CL, Jimenez C, Erickson J, Anderson MB, Pelt CE. Lessons learned from selective soft-tissue release for gap balancing in primary total knee arthroplasty: an analysis of 1216 consecutive total knee arthroplasty: AAOS exhibit selection. *J Bone Joint Surg Am.* 2013;95(20):e152.
93. Peters CL, Mohr R a, Bachus KN. Primary total knee arthroplasty in the valgus knee: creating a balanced soft tissue envelope. *J Arthroplasty.* 2001 Sep;16(6):721-9
94. Politi J, Scott R. Balancing severe valgus deformity in total knee arthroplasty using a lateral cruciform retinacular release. *J Arthroplasty.* 2004;19(5):553–7.
95. Rezende FC, Ferreira MC, Debieux P, Franciozi CES, Luzo MVM, Carneiro M. É seguro o corte femoral distal em artroplastia total do joelho com 5° a 6° de valgo empiricamente na população geriátrica brasileira? *Rev bras ortop.* 2013;48(5):421–426.
96. Risitano S, Indelli PF. Is “symmetric” gap balancing still the gold standard in primary total knee arthroplasty? *Ann Transl Med.* 2017 Aug;5(16):325
97. Ritschl P, Machacek F, Fuiko R. Modern Navigated Ligament Balancing in Total Knee Arthroplasty with the PiGalileo System. In: Stiehl JB,

- Konermann WH, Haaker RG, DiGioia III AM. Navigation and MIS in Orthopedic Surgery. Heidelberg: Springer, 2007, p 135-40.
98. RoBkopf J, Singh PK, Wolf P, Strauch M, Graichen H. Influence of intentional femoral component flexion in navigated TKA on gap balance and sagittal anatomy. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2014;22(3):687–93.
99. Roche M, Elson L, Anderson C. Dynamic soft tissue balancing in total knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am*; 2014;45(2):157–65.
100. Romero J, Stähelin T, Binkert C, Pfirrmann C, Hodler J, Kessler O. The Clinical Consequences of Flexion Gap Asymmetry in Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2007;22(2):235–40.
101. Sasaki H. Editorial on: is the use of spreaders an accurate method for ligament balancing? *Ann Joint* 2018;3:18.
102. Sasaki H, Kubo S, Matsumoto T, Muratsu H, Matsushita T, Ishida K, Takayama K, Oka S, Kurosaka M, Kuroda R. The influence of patella height on intra-operative soft tissue balance in posterior-stabilized total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012 Nov;20(11):2191-6.
103. Sasaki H, Kubo S, Matsumoto T, Muratsu H, Matsushita T, Ishida K, et al The influence of patella height on intra-operative soft tissue balance in posterior-stabilized total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2012;20(11):2191–6.
104. Sasanuma H, Sekiya H, Takatoku K, Takada H, Sugimoto N. Evaluation of soft-tissue balance during total knee arthroplasty. *J Orthop Surg.* 2010;18(1):26–30.
105. Schirm AC, Jeffcote BO, Nicholls RL, Jakob H, Kuster MS. Sensitivity of knee soft-tissues to surgical technique in total knee arthroplasty. *Knee*; 2011;18(3):180–4.

106. Schnaser E, Lee Y yu, Boettner F, Gonzalez Della Valle A. The position of the patella and extensor mechanism affects intraoperative compartmental loads during total knee arthroplasty. A pilot study using intraoperative sensing to guide soft tissue balance. *J Arthroplasty*. The Authors; 2014;30(8):1348–1353.e3.
107. Sekiya H, Takatoku K, Takada H, Sasanuma H, Sugimoto N. Postoperative lateral ligamentous laxity diminishes with time after TKA in the varus knee. *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467(6):1582–6.
108. Seo SS, Kim CW, Seo JH, Kim DH, Kim OG, Lee CR. Effects of Resection of Posterior Condyles of Femur on Extension Gap of Knee Joint in Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty*; 2017;32(6):1819–23.
109. Sharkey PF, Lichstein PM, Shen C, Tokarski AT, Parvizi J. Why are total knee arthroplasties failing today--has anything changed after 10 years? *J Arthroplasty*. 2014 Sep;29(9):1774-8.
110. Singh VK, Varkey R, Trehan R, Kamat Y, Raghavan R, Adhikari A. Functional outcome after computer-assisted total knee arthroplasty using measured resection versus gap balancing techniques: a randomised controlled study. 2012;20(3):344–7.
111. Sriphirom P, Siramanakul C, Chanopas B, Boonruksa S. Effects of posterior condylar osteophytes on gap balancing in computer-assisted total knee arthroplasty with posterior cruciate ligament sacrifice. *Eur J Orthop Surg Traumatol*; 2018;(0123456789):1–5.
112. Stiehl JB, Heck DA. How Precise Is Computer-navigated Gap Assessment in TKA? *Clin Orthop Relat Res*. 2015;473(1):115–8.
113. Sugama R, Kadoya Y, Kobayashi A, Takaoka K. Preparation of the flexion gap affects the extension gap in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2005;20(5):602–7.

114. Tanzer M, Smith K, Burnett S. Posterior-stabilized versus cruciate-retaining total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* [Internet]. 2002;17(7):813–9.
115. Tokuhara Y, Kadoya Y, Nakagawa S, Kobayashi A, Takaoka K. The flexion gap in normal knees. An MRI study. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86(8):1133–6.
116. Tsukada S, Fujii T, Wakui M. Impact of Soft Tissue Imbalance on Knee Flexion Angle After Posterior Stabilized Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty*; 2017;32(8):2399–403.
117. Tsukeoka T, Tsuneizumi Y. Varus and valgus stress tests after total knee arthroplasty with and without anesthesia. *Arch Orthop Trauma Surg*; 2016;136(3):407–11.
118. Viskontas DG, Skriskas T V., Johnson JA, King GJ, Winemaker MJ, Chess DG. Computer-Assisted Gap Equalization in Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2007;22(3):334–42.
119. Watanabe T, Muneta T, Sekiya I, Banks SA. Intraoperative joint gaps affect postoperative range of motion in TKAs with posterior-stabilized prostheses knee. *Clin Orthop Relat Res.* 2013;471(4):1326–33.
120. Watanabe T, Muneta T, Sekiya I, Banks SA. Intraoperative joint gaps and mediolateral balance affect postoperative knee kinematics in posterior-stabilized total knee arthroplasty. *Knee*; 2014;22(6):527–34.
121. Winemaker MJ. Perfect balance in total knee arthroplasty: the elusive compromise. *J Arthroplasty*. 2002;17(1):2–10.
122. Yagishita K, Muneta T, Ikeda H. Step-by-step measurements of soft tissue balancing during total knee arthroplasty for patients with varus knees. *J Arthroplasty*. 2003;18(3):313–20.

123. Yau WP, Chiu KY, Tang WM. How Precise is the Determination of Rotational Alignment of the Femoral Prosthesis in Total Knee Arthroplasty. An In Vivo Study. *J Arthroplasty*. 2007;22(7):1042–8.
124. Yercan HS, Ait Si Selmi T, Sugun TS, Neyret P: Tibiofemoral instability in primary total knee replacement: a review, Part 1: basic principles and classification. *Knee*. 2005; 12:257.
125. Yoon JR, Jeong H Il, Oh KJ, Yang JH. In vivo gap analysis in various knee flexion angles during navigation-assisted total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. Elsevier Inc.; 2013;28(10):1796–800.
126. Yoon JR, Oh KJ, Wang JH, Yang JH. Does patella position influence ligament balancing in total knee arthroplasty? *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2014;23(7):2012–8.
127. Zalzal P, Papini M, Petruccelli D, De Beer J, Winemaker MJ. An In Vivo Biomechanical Analysis of the Soft-Tissue Envelope of Osteoarthritic Knees. *J Arthroplasty*. 2004;19(2):217–23.





## **NORMAS ADOTADAS**

BIREME. Centro Latino-Americano e do Caribe de Informação em Ciências da Saúde. Biblioteca Virtual em Saúde. DeCS – Descritores em Ciências da Saúde [citado 2016 Set 25]. São Paulo: BIREME. Disponível em: <http://decs.bvs.br/>

Ferreira, LM. Projetos, Dissertações e Teses Orientação normativa: guia prático. São Paulo: Red Publicações; 2017.

Sistema Internacional de Unidades [Internet]. Rio de Janeiro: Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (INMETRO). [citado 2016 jun 17]. Disponível em: [http://ftp.inmetro.go.br/inovação/publicações/si\\_versao\\_final.pdf](http://ftp.inmetro.go.br/inovação/publicações/si_versao_final.pdf).

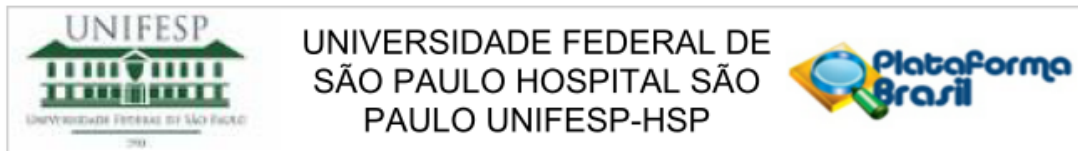
Houaiss A. Minidicionário Houaiss da Língua Portuguesa. 4 ed. Rio de Janeiro: Objetiva, 2010.

UNIFESP. Guia Básico para Elaboração de Referências [Internet]. São Paulo: UNIFESP: disponível em: [https://www.unifesp.br/reitoria/dci/images/DCI/revistas/Entreteses/guia\\_referencias\\_ABNT\\_2014.pdf](https://www.unifesp.br/reitoria/dci/images/DCI/revistas/Entreteses/guia_referencias_ABNT_2014.pdf)

Vancouver Style Referencing and Uniform for Manuscript Submitted to Biomedical Journals [Internet]. Vancouver (CA). International Committee of Medical Journal Editors. [citado em 2016 jan 25].

Disponível em: <http://www.biomedicaeditor.com/vancouver-style.html>.

# APÊNDICES



## PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** INFLUÊNCIA DAS FORÇAS MANUAIS E VISUALIZAÇÃO DA GEOMETRIA RESULTANTE NAS MENSURAÇÕES DOS GAPS COM SPREADERS EM ARTROPLASTIA TOTAL DE JOELHO

**Pesquisador:** MARCIO DE CASTRO FERREIRA

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 44610015.3.0000.5505

**Instituição Proponente:** Departamento de Ortopedia e Traumatologia

**Patrocinador Principal:** SMITH & NEPHEW COMERCIO DE PRODUTOS MEDICOS LTDA.

### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 1.156.345

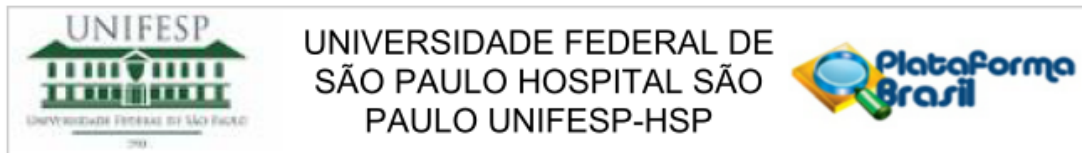
**Data da Relatoria:** 05/08/2015

**Apresentação do Projeto:**

CEP 494/2015:

O crescimento do número de artroplastias totais de joelho (ATJ), um procedimento que apresenta excelentes resultados para o tratamento da gonartrose, deve-se ao fato do crescente aumento da população idosa, além das sequelas de traumas e lesões esportivas que conduzem a necessidade da realização da ATJ cada vez mais precocemente. Os critérios para o sucesso desse procedimento baseiam-se principalmente na melhora funcional do membro e na longevidade do implante. Estes fatores estão intimamente relacionados ao eixo mecânico do membro (EMM) resultante após a cirurgia somado a um bom equilíbrio ligamentar. Em nosso meio, os instrumentais mais comuns de aferições dos gaps são os ?spreaders? e os blocos de preenchimento, ainda que não sejam capazes de determinar a quantidade de força aplicada em cada compartimento femorotibial. As utilizações de forças empíricas tornam essas mensurações subjetivas<sup>17,18</sup> e podem conduzir a formação de gaps hipodimensionados, hiperdimensionados ou assimétricos. Essas condições podem levar o cirurgião a realizar mais cortes ósseos e/ou liberações ligamentares em busca da simetria, além de influir no posicionamento rotacional do componente femoral quando a técnica do gap está sendo utilizada para essa finalidade.

**Endereço:** Rua Botucatu, 572 1º Andar Conj. 14**Bairro:** VILA CLEMENTINO**CEP:** 04.023-061**UF:** SP**Município:** SAO PAULO**Telefone:** (11)5571-1062**Fax:** (11)5539-7162**E-mail:** secretaria.cepunifesp@gmail.com



Continuação do Parecer: 1.156.345

**Objetivo da Pesquisa:**

O objetivo primário deste projeto é avaliar se as forças empíricas utilizadas para as aferições dos gaps com spreaders correspondem às tensões ligamentares desejadas aotérmino dacirurgia. O objetivo secundário é avaliar se a visualização da geometria do gap em formação influencia na quantidade de força aplicada empiricamente durante as mensurações dos gaps de extensão e flexão em artroplastia total de joelho.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Conforme parecer n: 1.071.250,, de 20/5/2015

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Conforme parecer n: 1.071.250,, de 20/5/2015

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Conforme parecer n: 1.071.250,, de 20/5/2015

**Recomendações:**

Conforme parecer n: 1.071.250,, de 20/5/2015

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

As pendências anteriormente apontadas (ver abaixo) foram todas atendidas. ESTUDO APROVADO

1) Apresentar carta de empresa (SMITH & NEPHEW COMERCIO DE PRODUTOS MEDICOS LTDA) de colaboração ao estudo e o que será financiado por ela ressaltando se ha ou não conflito de interesse. Documento de registro na ANVISA do produto utilizado.

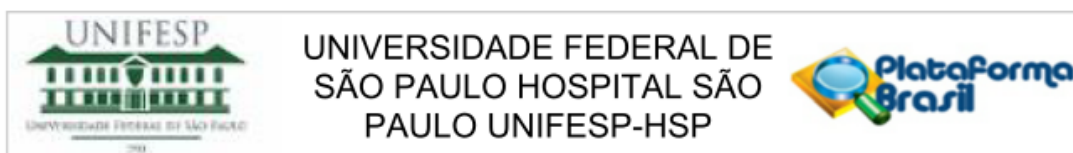
RESPOSTA/ANÁLISE: foi enviada a carta solicitada. PENDÊNCIA ATENDIDA

2) Toda pesquisa a ser realizada no Hospital Universitário ? Hospital São Paulo (HU/HSP) deverá vir acompanhada de carta de autorização da Coordenadoria de Ensino e Pesquisa do HU/HSP (que pode ser conseguida na Diretoria Clínica do HSP, no 1º andar do Hospital São Paulo). Esta, é uma solicitação da Diretoria Clínica do HSP/HU.

RESPOSTA: A pesquisa não será realizada no Hospital Universitário, portanto, acredito não ser necessário a solicitação de Carta de Autorização da Coordenadoria do Ensino e Pesquisa do HU/HSP. ANÁLISE: os esclarecimentos foram dados. PENDÊNCIA ATENDIDA

3) Esclarecer o local onde as peças anatomicas seeram adquiridas para o estudo, uma vez que, não

**Endereço:** Rua Botucatu, 572 1º Andar Conj. 14  
**Bairro:** VILA CLEMENTINO **CEP:** 04.023-061  
**UF:** SP **Município:** SAO PAULO  
**Telefone:** (11)5571-1062 **Fax:** (11)5539-7162 **E-mail:** secretaria.cepunifesp@gmail.com



Continuação do Parecer: 1.156.345

é permitida pela legislação vingente no país a utilização de cadáveres.

RESPOSTA: A carta da empresa SMITH & NEPHEW COMERCIO DE PRODUTOS MEDICOS LTDA explicando: a colaboração ao estudo, o financiamento, os registros dos implantes na ANVISA, o local de aquisição das peças anatômicas e o esclarecimento em não haver conflito de interesse estão na carta anexada. ANÁLISE: os esclarecimentos foram dados. PENDÊNCIA ATENDIDA

4) Adequar o TCLE: - é necessário informar que o termo está sendo disponibilizado em 2 vias originais (e não 2 cópias), uma para ficar com o participante e outra para ficar com o pesquisador. - todas as folhas devem ser numeradas (ex: 1/4, 2/4, etc.) e rubricadas pelo pesquisador e pelo participante da pesquisa no momento da aplicação do TCLE.

RESPOSTA/ANÁLISE CEP: as adequações quanto ao TCLE foram feitas. PENDÊNCIA ATENDIDA

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

O CEP informa que a partir desta data de aprovação, é necessário o envio de relatórios semestrais (no caso de estudos pertencentes à área temática especial) e anuais (em todas as outras situações). É também obrigatória, a apresentação do relatório final, quando do término do estudo.

SAO PAULO, 22 de Julho de 2015

---

**Assinado por:**  
**Miguel Roberto Jorge**  
**(Coordenador)**

**Endereço:** Rua Botucatu, 572 1º Andar Conj. 14  
**Bairro:** VILA CLEMENTINO **CEP:** 04.023-061  
**UF:** SP **Município:** SAO PAULO  
**Telefone:** (11)5571-1062 **Fax:** (11)5539-7162 **E-mail:** secretaria.cepunifesp@gmail.com

Título do projeto: “INFLUÊNCIA DAS FORÇAS MANUAIS E VISUALIZAÇÃO DA GEOMETRIA RESULTANTE NAS MENSURAÇÕES DOS GAPS COM SPREADERS EM ARTROPLASTIA TOTAL DE JOELHO”

Este projeto de pesquisa, o qual o Sr.(a) está sendo convidado a participar de forma voluntária, tem como objetivo comparar os resultados obtidos pelo cirurgião (você) em três situações diferentes de aferição dos gaps de extensão e flexão durante o procedimento de artroplastia total de joelho. Serão capturados os dados após a aferição de ambos os gaps com o instrumental “spreader” em um primeiro momento aplicando força de distração sem visualização da formação dos gaps (visão do joelho será obstruída pela colocação de uma compressa cirúrgica, além de solicitar ao cirurgião inclinação superior da cabeça). Sequencialmente você realizará as mesmas aferições com o mesmo instrumento porém visualizando suas formações; e posteriormente, você realizará as aferições com um dinamômetro.

Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. O investigador principais é o Dr. Márcio de Castro Ferreira que pode ser encontrado na rua Napoleão de Barros, nº 715, 1º andar, Cep 04024-002, Vila Clementino, São Paulo-SP, nos telefones 11 996145766. Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) – Rua Botucatu, 572 – 1º andar – cj 14, 5571-1062, FAX: 5539-7162 – E-mail: cepunifesp@epm.br.

É garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo. As informações obtidas serão analisadas em conjunto com outros resultados obtidos de outros cirurgiões, não sendo divulgada a identificação de nenhum participante. O Sr.(a) terá direito de ser mantido atualizado sobre os resultados das pesquisas que sejam do conhecimento dos pesquisadores Não há despesas pessoais em qualquer fase do estudo, incluindo exames e consultas. Também não há compensação financeira relacionada à sua participação. Em caso de dano pessoal, diretamente causado pelos procedimentos ou tratamentos propostos neste estudo, o Sr.(a) terá direito a tratamento médico na Instituição. Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo “INFLUÊNCIA VISUAL NA APLICAÇÃO DE FORÇA PARA MENSURAÇÕES DOS GAPS DE EXTENSÃO E FLEXÃO EM ARTROPLASTIA TOTAL DE JOELHO”.

Eu discuti com cirurgião ortopedista Dr. Márcio de Castro Ferreira sobre a minha decisão em participar desse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia do acesso a tratamento hospitalar se necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido, ou no meu atendimento neste Serviço.

-----  
**Assinatura do cirurgião / / Assinatura da testemunha / /**

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste cirurgião para a participação neste estudo.

**Assinatura do responsável pelo estudo / / \_\_\_\_\_**



Contents lists available at ScienceDirect

## The Journal of Arthroplasty

journal homepage: [www.arthroplastyjournal.org](http://www.arthroplastyjournal.org)

Basic Science

## Is the Use of Spreaders an Accurate Method for Ligament Balancing?



Marcio C. Ferreira, MD <sup>a,\*</sup>, Carlos Eduardo S. Franciozi, MD, PhD <sup>a,b</sup>,  
 Marcelo S. Kubota, MD <sup>b</sup>, Ricardo D. Priore, MD <sup>c</sup>, Sheila J.M. Ingham, MD, PhD <sup>a</sup>,  
 Rene J. Abdalla, MD, PhD <sup>a,c</sup>

<sup>a</sup> Department of Orthopedics and Traumatology, Knee Surgery, Heart Hospital, São Paulo, SP, Brazil

<sup>b</sup> Knee Surgery Department, Federal University of São Paulo, Medicine School, São Paulo, Brazil

<sup>c</sup> Department of Orthopedics and Traumatology, Knee Surgery, Alvorada Hospital, São Paulo, SP, Brazil

## ARTICLE INFO

*Article history:*  
 Received 30 November 2016  
 Received in revised form  
 27 January 2017  
 Accepted 30 January 2017  
 Available online 7 February 2017

*Keywords:*  
 knee  
 arthroplasty  
 subvastus  
 soft tissue balance  
 gap balance  
 tension

## ABSTRACT

**Background:** To analyze 2 methods of manual spreader gap assessment accuracy, visual vs blinded, compared with a controlled tensioner in total knee arthroplasty.

**Methods:** Twenty-two fresh frozen cadaver knees were used to perform total knee arthroplasty by 22 surgeons. Extension and flexion gaps were measured with empirical manual force application with spreaders in 2 different manners: (1) surgeons were blinded to gap geometry formation—blind method group (BM) and (2) surgeons viewed them—viewing method group (VM). A tensioner was used to measure the corresponding ligament tension applied during spreader measurements and to measure the extension and flexion gaps with standard force of 100 and 80 N (tensioner method [TM]) in each femorotibial compartment.

**Results:** All measurements with spreaders (VM and BM) presented extension and flexion gaps oversized and asymmetric ( $P < .0001$ ), when compared with the same gaps measured with the tensioner. Approximately 63% ( $P = <0.001$ ) and 77.3% ( $P = .161$ ) of the VM group and 68.2% ( $P = .018$ ) and 77.3% ( $P = .161$ ) of the BM group demonstrated asymmetry for extension and flexion gaps up to 3 mm to the TM. Gaps measured in the VM group presented results with slightly less oversizing and asymmetries than the measurements in the BM group compared with TM, although significantly different ( $P < .0001$ ). **Conclusion:** The assessment of extension and flexion gaps with empirical manual applied force spreaders produced oversized and asymmetric gaps compared with the use of tensioner. No visual influence was observed during the spreader applied empirical manual force compared with the blinded assessment.

© 2017 Elsevier Inc. All rights reserved.

One of the most important factors for total knee arthroplasty (TKA) success is ligament balancing [1–4]. The benefits of symmetrical gaps are stability and equal stress distribution in TKA components [1–5] minimizing premature wear, loosening, and need for revision [6–8]. Digital devices capable of intraoperative soft tissue tension evaluation were created to improve ligament balancing. However, these devices are not available worldwide [9]. Some surgeons still perform gap assessment using subjective criteria during TKA to determine ligament balancing [10]. To aid the surgeon in this matter, spreaders [2,11–13] and spacers

blocks [14] are commonly used. However, they do not allow precision or control of the force applied [11], in opposition to tensioners which have contributed to an increased accuracy of this procedure [15–17].

Some conditions may interfere with the results during gap measurement such as surgical approach [15], patellar height and position [18,19]. One question still unanswered is whether the empirical manual force applied by the surgeon during gap assessment with spreaders is influenced, consciously or not, by the visualization of the gaps geometry, which would imply a potential method error.

The purpose of this study was to analyze 2 methods of manual spreader gap assessment accuracy, visual vs blinded, compared with a controlled tensioner. The 3 hypotheses tested were:

1. Empirical visual vs blinded extension and flexion gap assessment using manual spreaders does not properly estimate gap tension.

One or more of the authors of this paper have disclosed potential or pertinent conflicts of interest, which may include receipt of payment, either direct or indirect, institutional support, or association with an entity in the biomedical field which may be perceived to have potential conflict of interest with this work. For full disclosure statements refer to <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2017.01.055>.

\* Reprint requests: Marcio C. Ferreira, MD, Rua Desembargador Eliseu Guilherme, 147, São Paulo, SP 0440-030, Brazil.

<http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2017.01.055>  
 0883-5403/© 2017 Elsevier Inc. All rights reserved.



2. Empirical visual vs blinded extension and flexion gap assessment using manual spreaders does not balance medial and lateral extension and flexion gaps as well as tensioner.
3. Visual empirical spreader testing is more accurate than blinded empirical assessment.

## Materials and Methods

### Material

Twenty-two experienced knee surgeons performed a TKA with Genesis II (Smith & Nephew, Memphis, TN) in 22 fresh frozen cadaver knees. The knees were stored at  $-20^{\circ}\text{C}$  and thawed overnight at room temperature before testing. There were no previous surgical manipulations or clinical angular deformities in the lower limbs. Each surgeon operated on one knee. The Ethics Committee of our Institution approved this study.

### Surgical Technique

All TKAs were performed with the subvastus access and resection of the posterior cruciate ligament. The tibial rotation axis was determined by the third of the anterior tuberosity and the insertion of the posterior cruciate ligament. The femoral rotation axis was determined by the Whiteside line and posterior condylar axis. The cuts were made with 6 degrees of valgus in the distal femur and within extramedullary guide in the proximal tibia perpendicular to the tibial mechanical axis [1,11,16].

Gap measurement was carried out with the patella and the extensor mechanism laterally displaced without eversion. No ligament release was allowed until all measurements were performed. After performing all the femoral and tibial cuts, the measurements of the extension and flexion gaps were performed by 2 different instruments: 2 spreaders and 1 tensioner. The spreaders were graduated in 2 mm. The Force Controlled Ligament Tensioner (Smith & Nephew, Switzerland) was graduated in 20 N (0–140 N) and in 1 mm. The instruments were positioned at the midpoint of condylar width in the femorotibial compartment.

Flexion and extension gap measurements were carried out in 5 different procedures.

- Procedure 1: Measurement without direct gap geometry formation vision, blind method group (BM), during application of manual force with spreaders in extension and flexion.

Vision of the knee gap was blocked with a surgical dressing during the application of empirical manual force with spreaders in each tibiofemoral compartment (Fig. 1A). Values were recorded in millimeters.

- Procedure 2: Measurement with direct gap geometry formation vision, viewing method group (VM), during application of manual force with spreaders in extension and flexion.

Gaps were measured in the same manner as described in the first step. However, gap geometric formation direct vision was allowed during empirical manual force application (Fig. 1B). The values were recorded in millimeters.

- Procedure 3: Tensioner definition of the empirical manual forces applied at procedure 1 (BM).

The values, in millimeters, of each compartment of the knee during measurements with spreaders in the first procedure were

reproduced using the tensioner to obtain the corresponding force applied in Newtons (N). The average values were recorded when the force in tensioner remained between the exact graduations (Fig. 1C and D).

- Procedure 4: Tensioner definition of the empirical manual forces applied at procedure 2 (VM).

It was conducted the same way as procedure 3; however, the VM was evaluated.

- Procedure 5: Tensioner measurement of the extension gap with 100 N and flexion gap with 80 N.

We used the standard forces described by Himstedt et al [17,20] to measure the extension (100 N) and flexion (80 N) gaps in each femorotibial compartment.

### Statistical Analysis

The results of empirical manual forces applied in spreaders in both methods, VM and BM, were analyzed and compared with the standard force assessment with tensioner [17,20]. The mean, median, and standard deviation were analyzed and the significance level was set at 0.05.

Gap comparisons were made individually for the lateral and medial compartments at flexion and extension. In addition, total flexion gap and total extension gap measurements were analyzed to evaluate gap asymmetry between the individual femorotibial compartments and also compared with full gap formation, representing the medial and lateral relationship according to the position of the knee.

To evaluate if there were differences in the sizes of the gaps in the 2 spreader measurement VM and BM, the results obtained were submitted to a Student *t* test for dependent samples (paired *t* test). Measurements with spreader empirical manual force and the standard force tensioner were compared with the *Sign test*. The mean and median of extension and flexion gap asymmetry, in both methods, were compared using the *nonparametric Wilcoxon signed ranks*.

The comparison of accuracy of the measurements with spreaders in relation to the tensioner for asymmetries of 2, 3, and 4 mm were calculated by the test of 1 ratio. It was used the 90% percentile to support a satisfactory accuracy.

SAS software version 9 (SAS Institute Inc, Cary, NC), and Minitab version 16 (Minitab, Inc, State College, PA) were used for all statistical analysis.

## Results

### Empirical Manual Force Applied in Spreaders During the Measurement of Gaps with (VM) and without (BM) Visualization of the Geometry Formation

Assessment of the lateral extension gaps by VM and BM demonstrated that 81.8% and 77.1%, respectively, applied greater than 100 N empirical manual forces. For the lateral flexion gaps (LFGs), VM and BM demonstrated that 81.8% and 95.3%, respectively, applied forces higher than 80 N.

Assessment of the medial extension gaps by VM and BM, demonstrated that 63.6% and 59.1%, respectively, applied forces greater than 100 N. For medial flexion gaps (MFGs), VM and BM, demonstrated that 68.2% and 63.6%, respectively, applied forces greater than 80 N.

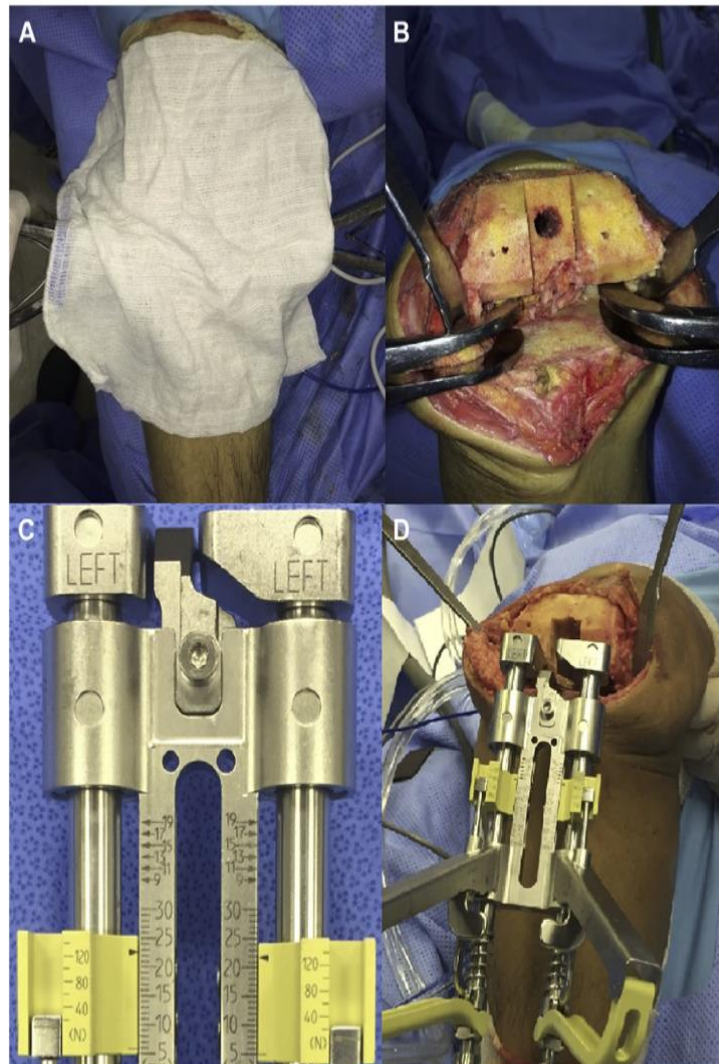


Fig. 1. (A) Blinded flexion gap measurement; (B) measuring the flexion gap viewing the geometry formation during the application of manual force; (C) Force Controlled Ligament Tensioner (Smith & Nephew); and (D) the gap measurement with the tensioner.

The gap measured by both methods, with spreaders, compared with the standard tension (100 N in extension and 80 N in flexion) are shown in Table 1. These results demonstrated a clear prevalence of high forces during gap measurement with the spreaders when compared with the reference standard force. The lateral tibiofemoral extension and flexion gaps, in both groups (VM and BM), had significantly higher forces ( $P < .005$ ) when compared with measurement with the tensioner. In the medial tibiofemoral compartment, although the forces were also overestimated, they did not reach statistical significance.

There was a slight tendency of the blinded measurements having a higher empirical manual force compared with the visual measurement gaps with spreaders. The forces applied to the spreaders, VM and BM, to assess the medial extension gap ( $P = .1892$  and  $P = .3833$ ) and MFG ( $P = .0784$  and  $P = .1892$ ) showed no significant difference compared with tensioner.

The comparison of the forces applied manually between the right and left hands were not symmetrical in any measurement for

extension and flexion ( $P < .05$ ), and surgeons applied largest forces in the knee lateral compartment during the measurements by both methods using spreaders.

#### Dimensional Visual Influence During Spreader Measurements

All gaps measured by VM and BM with spreaders were oversized ( $P < .01$ ) compared with tensioner with the measures in flexion more evident than those of extension. The measurements of the lateral and MFGs and lateral extension gap showed a tendency in BM to form larger gaps than the VM, especially in the LFG. The differences in the gaps are higher in flexion than in extension, and larger in the lateral than the medial compartments compared with the tensioner (Table 2).

All measurements by VM presented smaller gaps than BM when compared with the results of tensioner and controlled standard force, however, with significant difference ( $P < .01$ ).



**Table 1**  
Comparison of Force Applied During the Measurement of the Gaps With Spreaders in Relation to the Tensioner.

Gap	Method	Spreaders			CI 95% (N)	Tensioner (N)	P Value
		Median (N)	Mean $\pm$ SD (N)	Range (N)			
LEG	VM	130	127.3 $\pm$ 17.2	90->140	130-140	100	.0004
LEG	BM	140	123.6 $\pm$ 24.6	60->140	119.7-140	100	.0026
MEG	VM	120	115.5 $\pm$ 24.0	80->140	90-140	100	.1892
MEG	BM	130	115.0 $\pm$ 26.3	70->140	90-140	100	.3833
LFG	VM	140	120.9 $\pm$ 28.8	60->140	119.7-140	80	.0043
LFG	BM	140	129.1 $\pm$ 20.2	80->140	139.7-140	80	.0001
MFG	VM	110	106.4 $\pm$ 32.6	50->140	79.7-140	80	.0784
MFG	BM	130	109.1 $\pm$ 32.5	70->140	70-140	80	.1892
LEG-MEG	VM	15	23.63 $\pm$ 25.74	0-70	12.23-35.05	0	.0020
LEG-MEG	BM	10	19.09 $\pm$ 25.43	0-80	7.82-30.37	0	.0003
LFG-MFG	VM	20	27.27 $\pm$ 29.47	0-80	14.21-40.34	0	.0003
LFG-MEG	BM	15	31.36 $\pm$ 34.26	0-80	16.17-46.56	0	.0003

BM, spreader blind method; CI, confidence interval; LEG, lateral extension gap; LFG, lateral flexion gap; MEG, medial extension gap; MFG, medial flexion gap; TM, tensioner method; VM, spreader viewing method.

#### Symmetry of the Gaps Measured with Spreaders (With and Without Visual Assessment) Compared With Measurements with Tensioner and Standard Force

All gaps measured, by the 2 spreaders methods, were asymmetric each other ( $P < .01$ ) as well as asymmetric in relation to the tensioner measurements ( $P < .01$ ). The VM presented results closer to the tensioner method TM, with mean difference of asymmetry of 2.68 mm and 2.41 mm for extension and flexion in relation to the tensioner, however, with significant difference ( $P < .01$ ; Table 3).

The difference in each gap measurement by both methods with spreaders was compared with the tensioner assessment and distributed to quantify the percentage of asymmetries between them in a range of 2–4 mm. 77.3% of extension and flexion gaps by VM presented asymmetries up to 3 mm and 18.2% with asymmetry greater than 4 mm. The BM showed for extension and flexion gaps 63.6% and 68.2% asymmetric up to 3 mm and 22.7% asymmetry greater than 4 mm for both gaps. The results demonstrate a lower

tendency for asymmetric gaps measured by the VM, as well as lower asymmetry tendency up to 2 mm for the flexion gaps in both methods (Table 4).

Compared with the results of tensioner, the extension and flexion gaps measurements by VM had greater number of results with asymmetry in a range of 2–4 mm compared with BM demonstrating that the VM were more accurate to ligament balance.

#### Discussion

Gap measurement still presents a challenge during TKA procedures and spreaders have been used for this analysis; however, the results of this study suggest that the use of these instruments may produce a potential error analyzing gap dimensions and asymmetries.

TKA soft tissue balance is commonly guided by subjective criteria [10] as the intraoperative measurements of gaps are usually performed without appropriate force control using spacer blocks and spreaders. Griffin et al [11] and In et al [12] have reported the application of maximum manual force during gap measurement with spreaders, but many studies do not describe the force methods used, which hinders reproducibility.

Nagai et al [21] have shown that ligament balance during TKA is influenced by the amount of force applied. Therefore, measurements with excessive and unbalanced forces can influence the behavior of postoperative geometric gaps and rotational positioning of the femoral component when the gap technique is used for this purpose. This study demonstrated that the manual forces are not balanced between the left and right hands, and this fact provides tensions asymmetry applied during the equalization of gaps.

Another factor that contributes to subjectivity during soft tissues equalization is the evaluation of knee stability, at the end of the surgery, only determined by the manual varus and valgus stress tests.

The determination of the optimal force to be applied during gap measurement has not been well established in the literature because there is not a single criterion for the laxity of the soft tissue and some tensioners instrument cannot apply individual tension for each femorotibial compartment [3,12,22]. Several authors have used different tensions: Matsumoto et al [23] described 40 lb for extension and 60 lb for flexion, Matsui et al [24] reported 120 N for both gaps and Himstedt et al [17,20], with the same tensioner we used, and described 100 N for extension and 80 N for flexion.

**Table 2**  
Dimensions During Gap Measurement.

Gap	Method	Mean $\pm$ SD, mm	Median, mm	Range, mm	CI 95%	P Value
LEG	VM	17.6 $\pm$ 5.1	17.0	10-28	15.3-19.8	-
LEG	BM	17.7 $\pm$ 5.0	16.0	10-28	15.5-19.9	-
LEG	TM	14.7 $\pm$ 4.1	15.0	8-25	12.9-16.5	-
LEG	VM-BM	2.05 $\pm$ 1.84	2.0	0-6	1.23-2.86	<.01
LEG	VM-TM	3.23 $\pm$ 2.58	2.5	0-10	2.08-4.37	<.01
LEG	BM-TM	4.27 $\pm$ 2.76	4.0	0-12	3.05-5.50	<.01
MEG	VM	15.7 $\pm$ 5.3	15.0	6-28	13.3-18.0	-
MEG	BM	15.4 $\pm$ 4.9	14.0	6-26	13.2-17.6	-
MEG	TM	13.8 $\pm$ 3.8	14.0	8-23	12.1-15.5	-
MEG	VM-BM	1.73 $\pm$ 1.67	2	0-6	0.99-2.47	<.01
MEG	VM-TM	3.00 $\pm$ 2.60	2.0	1-10	1.85-4.15	<.01
MEG	BM-TM	3.27 $\pm$ 1.75	3.5	1-8	2.50-4.05	<.01
LFG	VM	20.1 $\pm$ 5.5	20.0	12-32	17.6-22.5	-
LFG	BM	21.6 $\pm$ 4.5	21.0	14-30	19.6-23.6	-
LFG	TM	15.9 $\pm$ 4.5	15.0	9-25	13.9-17.9	-
LFG	VM-BM	3.32 $\pm$ 3.03	2	0-12	1.97-4.66	<.01
LFG	VM-TM	5.27 $\pm$ 2.98	4.5	1-13	3.95-6.59	<.01
LFG	BM-TM	5.68 $\pm$ 3.06	6.0	0-11	4.32-7.04	<.01
MFG	VM	17.3 $\pm$ 5.6	16.5	9-30	14.8-19.8	-
MFG	BM	17.6 $\pm$ 5.0	18.0	10-22	15.4-19.8	-
MFG	TM	15.4 $\pm$ 4.9	16.0	7-23	13.2-17.5	-
MFG	VM-BM	2.23 $\pm$ 2.29	2	0-8	1.21-3.24	<.01
MFG	VM-TM	3.77 $\pm$ 2.84	3.0	1-13	2.51-5.03	<.01
MFG	BM-TM	4.18 $\pm$ 2.32	4.5	1-9	3.15-5.21	<.01

BM, spreader blind method; CI, confidence interval; LEG, lateral extension gap; LFG, lateral flexion gap; MEG, medial extension gap; MFG, medial flexion gap; TM, tensioner method; VM, spreader viewing method.

**Table 3**  
Asymmetry During Gap Measurement.

Gap	Method	Mean ± SD, mm	Median, mm	Range, mm	CI 95%	P Value
LEG-MEG	VM-BM	2.32 ± 1.84	2	0-8	1.50-3.13	<.01
LEG-MEG	VM-TM	2.68 ± 2.38	2	0-9	1.63-3.74	<.01
LEG-MEG	BM-TM	3.09 ± 3.21	2.5	0-15	1.67-4.51	<.01
LFG-MFG	VM-BM	1.73 ± 1.42	2	0-4	1.10-2.36	<.01
LFG-MFG	VM-TM	2.41 ± 3.00	1	0-11	1.08-3.74	<.01
LFG-MFG	BM-TM	2.59 ± 3.10	1.5	0-13	1.22-3.96	<.01

BM, spreader blind method; CI, confidence interval; LEG, lateral extension gap; LFG, lateral flexion gap; MEG, medial extension gap; MFG, medial flexion gap; TM, tensioner method; VM, spreader viewing method.

We found that the average empirical manual forces applied in all spreader measurements, by both methods, were overestimated and produced oversized, especially the flexion gaps, with statically significant difference when compared with the results found with ligament tensioner and standard force. We believe that the reduction of capsular resistance with the flexed knee contributed to the application of greater force in the measurements of the flexion gaps and consequently they were larger. However, difference in the size of the gaps, by the VM, was smaller than 3 mm in relation to the measurements with the tensioner (Table 2). Generally, the tibial polyethylene are produced with a gradual increase of 2 mm between the smaller and larger sizes, and the result found in this study showed that the measurements with spreaders lose reliability in relation to the size of the definitive polyethylene during the spreaders measurement.

Matsumoto et al [22] and Okazaki et al [25] demonstrated greater physiological laxity in the lateral tibiofemoral compartment in relation to the medial side, in flexion. We believe that this fact can also have influenced the overestimated force applied by the BM compared by the VM in the LFG measurement with spreaders probably due, consciously or not, to the control of the manual force during direct visualization of the gap geometry formation to get a visually symmetrical result. However, we did not find any asymmetry greater than 4 mm in both methods of measuring the flexion gap with spreaders.

The lack of consensus on how much ligamentous laxity or asymmetry in the gaps could be accepted without the sacrifice of joint stability, and survivorship of the arthroplasty makes the interpretation of the concepts of ligament balancing not clear.

Anun et al [1] and In et al [12] described that a gap with a trapezoidal aspect up to 2 mm is tolerable. Han et al [26] accept asymmetry up to 3 mm for the extension gap and 5 mm for the flexion gap. Kuster et al [27] reported that 4° of mediolateral laxity is acceptable and Griffin et al [11] accepted asymmetries up to 3 mm for both gaps.

This study showed that, depending on the criterion of acceptability for asymmetries of gaps for each surgeon, measurements with empirical manual force and spreaders can provide inaccurate gap balance and reasonable accuracy for the situations to accept

asymmetry of gaps up to 2 mm. If the criterion of asymmetry is up to 3 mm or more, then the results of the measurements with spreaders did not present significant difference.

Viewing the gap geometric formation during application of the empirical manual force with spreaders did not influence the results. The traditional spreader viewing method presented gaps, in general, slightly less asymmetric and oversized than the blind measurement when compared with the tensioner gaps results. This data opposes the assumption hypothesis that visualization is able to interfere negatively during gap measurement with spreaders.

The formation of oversized gaps during TKA may cause the surgeon to redo the bone cuts if there is not enough space to accommodate the polyethylene after the implant trial placement. This would increase the surgical time and introduce additional difficulties for the repositioning of the cutting guides. Furthermore, surgeons should be careful of the asymmetry between the medial and lateral compartments as well as between the flexion and extension gaps to avoid joint instability. Because of the results found in this study, we recommend the utilization of devices that allow control and precise evaluation of the tensions applied during TKA surgeries.

The procedures during this study were performed according to the surgical routine of each surgeon, respecting the articular access of the subvastus approach, the lateralization of the patella, the sequence of the cuts, and the standard rotational parameters for the implants. In this way, the results obtained express the spreader gap assessment used by each surgeon corresponding to their clinical practice.

#### Study Limitations

Although our study has demonstrated an overestimated empirical manual force applied with the use of spreaders for gaps measurements, we cannot conclude that this fact compromises clinical outcomes and survival of TKA.

Another limitation is that the study was performed on cadavers and the soft tissue resistance is different from those encountered during a TKA surgery *in vivo* as some specimens have arthritis affecting tendon and ligament tension and others have not, besides different and poorer cadaver bone quality.

Although this study used a tensioner, we could not establish the exact results of the empirical manual forces applied because the tensioner is graduated every 20 N and maxima of 140 N and this precluded accurate results.

#### Conclusion

The assessment of extension and flexion gaps with empirical manual applied force spreaders produced oversized and asymmetric gaps compared with the use of tensioner. No visual influence was observed during the spreader applied empirical manual force compared with the blinded assessment.

**Table 4**  
Gap Asymmetry Percentage Measured by the 2 Methods With Spreaders Compared the Measurements With Tensioner.

Gap	Methods	% up to 2 mm	P Value	% up to 3 mm	P Value	% up to 4 mm	P Value
EG	VM-TM	59.1	<.001	77.3	.161	81.8	.270
EG	BM-TM	50.0	<.001	63.6	<.001	77.3	.161
FG	VM-TM	63.6	<.001	77.3	.161	81.8	.270
FG	BM-TM	59.1	<.001	68.2	.018	77.3	.161

Statistical calculation for accuracy value of 90%.

BM, blind method; EG, extension gap; FG, flexion gap; TM, tensioner method; VM, viewing method.

## References

- [1] Anan E, Kibsgård T, Clarke-Jensen J, Röhrli SM. A new method to measure ligament balancing in total knee arthroplasty: laxity measurements in 100 knees. *Arch Orthop Trauma Surg* 2012;132:1173–81.
- [2] Politi J, Scott R. Balancing severe valgus deformity in total knee arthroplasty using a lateral cruciform retinacular release. *J Arthroplasty* 2004;19:553–7.
- [3] D'Lima DD, Chen PC, Colwell Jr CW. Polyethylene contact stresses, articular congruity, and knee alignment. *Clin Orthop* 2001;232–8.
- [4] Green GV, Berend KR, Berend ME, Glisson RR, Vail TP. The effects of varus tibial alignment on proximal tibial surface strain in total knee arthroplasty: the posteromedial hot spot. *J Arthroplasty* 2002;17:1033–9.
- [5] Gejo R, McGarry MH, Jun BJ, Hofer JK, Kimura T, Lee TQ. Biomechanical effects of patellar positioning on intraoperative knee joint gap measurement in total knee arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2010;25:352–8.
- [6] Parratte S, Pagnano MW. Instability after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2008;90:184–94.
- [7] Yercan HS, Ait Si Selmi T, Sugun TS, Neyret P. Tibiofemoral instability in primary total knee replacement: a review, part 2: diagnosis, patient evaluation, and treatment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2005;12:336.
- [8] Fehring TK, Odum S, Griffin WL, Mason JB, Nadaud M. Early failures in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2001;392:315–8.
- [9] Camarata DA. Soft tissue balance in total knee arthroplasty with a force sensor. *Orthop Clin North Am* 2014;45:175–84.
- [10] Gustke K. Use of smart trials for soft-tissue balancing in total knee replacement surgery. *J Bone Jt Surg - Br Vol* 2012;94-B(11 Suppl A):147–50.
- [11] Griffin FM, Insall JN, Scuderi GR. Accuracy of soft tissue balancing in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2000;15:970–3.
- [12] In Y, Kim SJ, Kim JM, Woo YK, Choi NY, Kang JW. Agreements between different methods of gap balance estimation in cruciate-retaining total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009;17:60–4.
- [13] Clarke HD, Fuchs R, Scuderi GR, Scott WN, Insall JN. Clinical results in valgus total knee arthroplasty with the “pie crust” technique of lateral soft tissue releases. *J Arthroplasty* 2005;20:1010–4.
- [14] Huang TW, Kuo LT, Peng KT, Lee MS, Hsu RW. Computed tomography evaluation in total knee arthroplasty: computer-assisted navigation versus conventional instrumentation in patients with advanced valgus arthritic knees. *J Arthroplasty* 2014;29:2363–8.
- [15] Niki Y, Takeda Y, Kanagawa H, Iwamoto W, Matsumoto H, Enomoto H, et al. Effects of four different surgical approaches on intra-operative joint gap in posterior-stabilized total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012;20:2026–31.
- [16] Oka S, Muratsu H, Matsumoto T, Kubo S, Maruo A, Miya H, et al. The influence of patellar position on soft tissue balance in minimal incision total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012;20:1064–8.
- [17] Himstedt S, Friedrich N, Freudiger S, Moser W. In-vivo-Messungen der elastischen Eigenschaften des Kapsel-Band-Apparates bei Knieprothesenpatienten: Verfahren, Bedeutung für die Praxis und erste Ergebnisse. Lausanne: 7. Kongress der Union Schweizerischer Chirurgischer Fachgesellschaften; 2003.
- [18] Sasaki H, Kubo S, Matsumoto T, Muratsu H, Matsushita T, Ishida K, et al. The influence of patella height on intra-operative soft tissue balance in posterior-stabilized total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012;20:2191–6.
- [19] Yoon JR, Oh KJ, Wang JH, Yang JH. Does patella position influence ligament balancing in total knee arthroplasty? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2015;23:2012–8.
- [20] Ritschl P, Machacek F, Fuiko R. Modern navigated ligament balancing in total knee arthroplasty with the PiGalileo system. In: Stiehl MD, Konermann WH, DiGirola AM, editors. *Navigation and MIS in orthopedic surgery*. Berlin Heidelberg: Springer; 2007. p. 135–40. ISBN: 978-3-540-36690-4.
- [21] Nagai K, Muratsu H, Matsumoto T, Miya H, Kuroda R, Kurosaka M. Soft tissue balance changes depending on joint distraction force in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2014;29:520–4.
- [22] Matsumoto T, Muratsu H, Kubo S, Matsushita T, Kurosaka M, Kuroda R. The influence of preoperative deformity on intraoperative soft tissue balance in posterior-stabilized total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2011;26:1291–8.
- [23] Matsumoto T, Mizuno K, Muratsu H, Tsumura N, Fukase N, Kubo S, et al. Influence of intra-operative joint gap on post-operative flexion angle in osteoarthritic patients undergoing posterior-stabilized total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007;15:1013–8.
- [24] Matsui Y, Nakagawa S, Minoda Y, Mizokawa S, Tokuhara Y, Kadoya Y. Joint gap measurement in total knee arthroplasty using a tensor device with the same articulating surface as the prosthesis. *Arch Orthop Trauma Surg* 2014;134:699–705.
- [25] Okazaki K, Miura H, Matsuda S, Takeuchi N, Mawatari T, Hashizume M, et al. Asymmetry of mediolateral laxity of the normal knee. *J Orthop Sci* 2006;11:264–6.
- [26] Han SB, Nha KW, Yoon JR, Lee DH, Chae JJ. The reliability of navigation-guided gap technique in total knee arthroplasty. *Orthopedics* 2008;31(10 Suppl. 1).
- [27] Kuster MS, Bitschnau B, Votruba T. Influence of collateral ligament laxity on patient satisfaction after total knee arthroplasty: a comparative bilateral study. *Arch Orthop Trauma Surg* 2004;124:415–7.