



**CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA**

**Pró-Reitorias de Ensino e de Pesquisa e Extensão**

**Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências da Reabilitação - PPGCR**

**Mestrado Acadêmico em Ciências da Reabilitação**

**DANIELLE CRISTINE CARVALHO MUNIZ E SILVA**

**EFEITO IMEDIATO DA MANOBRA MIOFASCIAL NO ARCO DE  
MOVIMENTO, NA DOR E NA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA  
EM PACIENTES SUBMETIDOS À ARTROPLASTIA TOTAL DE  
JOELHO**

**RIO DE JANEIRO**

**2015**

**DANIELLE CRISTINE CARVALHO MUNIZ E SILVA**

**EFEITO IMEDIATO DA MANOBRA MIOFASCIAL NO ARCO DE  
MOVIMENTO, NA DOR E NA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA  
EM PACIENTES SUBMETIDOS À ARTROPLASTIA TOTAL DE  
JOELHO**

Dissertação de Mestrado apresentada ao  
Programa de Pós-Graduação *Stricto-Sensu* em  
Ciências da Reabilitação do Centro Universitário  
Augusto Motta, como requisito parcial para  
obtenção do Título de Mestre

**Orientador: PROF. DR. JÚLIO GUILHERME SILVA**

**RIO DE JANEIRO**

**2015**

FICHA CATALOGRÁFICA  
Elaborada pelo Sistema de Bibliotecas UNISUAM

615.82 Muniz e Silva, Danielle Cristine Carvalho.  
M966e Efeito imediato da monobra miofascial no arco de movimento, na dor e na  
na atividade eletromiográfica em pacientes submetidos à artroplastia total de  
joelho / Danielle Cristine Carvalho Muniz e Silva. – Rio de Janeiro, 2015.  
83p.

Dissertação ( Mestrado em Ciências da Reabilitação). Centro Universitário Augusto Motta, 2015.

1. Manipulação muscoesquelética. 2. Fáscia. 3. Artroplastia do joelho. 4. Arco de movimento. 5. Eletromiografia. I. Título.

CDD 22ed.

**DANIELLE CRISTINE CARVALHO MUNIZ E SILVA**

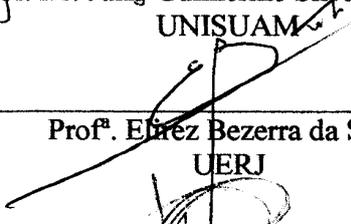
**EFEITO IMEDIATO DA LIBERAÇÃO MIOFASCIAL NO ARCO DE  
MOVIMENTO E NA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA EM  
PACIENTES SUBMETIDOS À ARTROPLASTIA TOTAL DE JOELHO**

Dissertação de Mestrado apresentada ao  
Programa de Pós-Graduação *Stricto-Sensu* em  
Ciências da Reabilitação do Centro Universitário  
Augusto Motta, como requisito parcial para  
obtenção do Título de Mestre

Aprovado em 26 de agosto de 2015.

**BANCA EXAMINADORA**

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Júlio Guilherme Silva - Orientador  
UNISUAM

  
\_\_\_\_\_  
Prof.<sup>a</sup>. Eliez Bezerra da Silva  
UERJ

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Thiago Lemos de Carvalho  
UNISUAM

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Leandro Alberto Calazans Nogueira  
UNISUAM

**RIO DE JANEIRO**

**2015**

*A todos que, um dia, sonharam  
e acreditaram que nada é impossível.*

*Basta acreditar.*

## AGRADECIMENTOS

À Fonte Criadora, por permitir que meus pés percorressem o Caminho;

A meu marido e minha mãe, pelo apoio e confiança que, em mim, depositaram;

Ao meu orientador, pelas lições de vida;

Aos co-orientadores e colaboradores, pela direção, sugestões e auxílio,

Aos colegas fisioterapeutas, pelo recrutamento e pela “Força, força, força! ”;

E, finalmente, a todas as pessoas que, mesmo com o mais simples gesto, colaboraram para que eu pudesse chegar até aqui!

Obrigada a todos, sem vocês jamais teria conseguido!

*“Fascia (...) has these (...) properties that allow us to change  
in ways that we haven't thought we could open and change”.*

Thomas Myers

## RESUMO

**INTRODUÇÃO:** A manobra miofascial tem merecido destaque dentre as terapias manuais vigentes, porém não há estudos contundentes referentes a comprovação da sua importância na recuperação funcional pós-operatória, em especial na contratura em flexão após artroplastia total do joelho (ATJ). **OBJETIVO:** Este estudo visa avaliar o efeito imediato da manobra miofascial da cadeia posterior do membro inferior no arco de movimento (ADM), na dor e na atividade mioelétrica (EMG) dos músculos reto e bíceps femoral de pacientes submetidos à ATJ. **MÉTODO:** Neste estudo experimental pré e pós-intervenção, foram analisados 33 sujeitos com contratura em flexão do Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia (INTO), Rio de Janeiro-RJ, Brasil. Os sujeitos receberam uma única intervenção nas fáscias glútea, crural, sural e plantar, de acordo com a proposta dos Trilhos Anatômicos de Myers. Antes e imediatamente após a intervenção, os pacientes foram avaliados quanto ao arco de movimento ativo para flexo-extensão do joelho por meio de fotogrametria em decúbito ventral. A escala visual analógica foi empregada para identificar o nível de dor do joelho operado, transferido para escala percentual com base nos valores pré e pós intervenção. A eletromiografia de superfície foi utilizada para captar a atividade mioelétrica dos músculos reto e bíceps femoral durante contração isométrica voluntária máxima antes e depois da manobra, convertida para *root mean square* (RMS). O teste t pareado foi empregado para comparar as médias antes e depois da manobra para todas as variáveis. **RESULTADOS:** O ADM apresentou uma média de ganho de  $5,72^{\circ} \pm 6,2$  ( $p=0,01$ ), e um percentual de melhora de 11,9%. Foi identificada uma diminuição do quadro álgico em indivíduos que configurou uma melhora de 56,9% da dor ( $p=0,04$ ). Na EMG, foi constatada um aumento significativo da atividade elétrica do bíceps da coxa entre os momentos pré e pós-manipulação ( $p=0,037$ ). **CONCLUSÃO:** Os dados sugerem que a manobra miofascial promove um ganho de arco de movimento nos pacientes submetidos a ATJ, reduz o quadro álgico e promove um aumento da atividade mioelétrica. Entretanto, há necessidade de novas investigações, especialmente estudos longitudinais e ensaios clínicos randomizados para elucidar os reais mecanismos e respostas fisiológicas das liberações miofasciais.

**PALAVRAS-CHAVE:** fáschia – manipulação musculoesquelética – artroplastia do joelho – arco de movimento – eletromiografia

## ABSTRACT

**BACKGROUND AND PURPOSE:** Myofascial release has been popular these days among manual therapists, although it needs further study to determine its true collaboration on functional improvement after surgery. Therefore, the aim of this study was to analyze the immediate effect of lower limb posterior fascial chain myofascial release on knee range of motion (ROM), electromyographic activity and pain before and after intervention of patients submitted to total knee arthroplasty (TKA). **METHOD:** At this quasi-experimental pre/post intervention study, 33 TKA patients were assessed in the Rehabilitation Unit of *Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia (INTO)*, Rio de Janeiro-RJ, Brazil. Subjects were submitted to a single myofascial intervention based on Myers's Anatomy Trains. Investigated variables before and after manipulation were: flexion-extension knee ROM assessed by photogrammetry; muscle recruitment on maximal voluntary isometric contraction of *biceps femoris* and *rectus femoris* muscle; pain relief percentage. Statistical analysis was processed on SPSS 20 IBM and means of ROM, pain and electromyographic signal were compared by t-test ( $p$  value  $\leq 0,05$ ). **RESULTS:** An increase in electric activity of rectus and biceps femoris muscles was identified after treatment, although only the latter (pre -  $\mu V = 0,087 \pm 0,066$ ; post -  $\mu V = 0,097 \pm 0,085$ ) was statistically significant ( $p = 0,037$ ). Mean gain of ROM was  $5,72^\circ \pm 6,27$  ( $p = 0,01$ ), correspondent to an 11,9% improvement. Eight subjects had their pain decreased on 56,9% ( $p = 0,04$ ). **CONCLUSION:** The results suggest that myofascial release increases muscle activity, reduces pain and improves ROM on TKA patients. However, more studies, especially longitudinal and randomized clinical trials, are necessary to fully elucidate the real mechanisms and physiological responses of myofascial release. To conclude, this Anatomy Trains based therapy is a useful resource to reduce stiffness after TKA.

**KEY-WORDS:** fascia – manual therapies – knee arthroplasty – range of motion – electromyography

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Quadro 1 – Fatores de risco sistêmicos e locais para osteoartrose	19
Quadro 2 – Causas de osteoartrose	19
Figura 1 – Aspecto radiográfico da degeneração articular conforme a classificação de Kellgren e Lawrence	19
Quadro 3 – Classificação de Kellgren e Lawrence	20
Figura 2 – Estruturas envolvidas na linha superficial posterior	28
Figura 3 - Trilhos e estações da LSP	29
Figura 4 - Esquema fascial posterior do membro inferior	38
Figura 5 - Liberação da fáscia glútea	39
Figura 6 - Liberação da fáscia crural posterior	40
Figura 7 - Liberação da fáscia sural posterior	40
Figura 8 - Liberação da fáscia plantar	40
Figura 9 – Postura para mensuração dos ângulos máximos	42
Graphic 1 – Average RMS values for rectus and biceps femoris muscles before and after miofascial intervention	64

## **LISTA DE TABELAS**

Table 1 – Surgical data	63
Table 2 – Mean ROM and RMS values pre and post myofascial maneuver	64
Table 3 – Pain pre and post intervention	65

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ATJ	Artroplastia Total do Joelho
OA	Osteoartrose
ADM	Amplitude de Movimento
TVP	Trombose Venosa Profunda
INTO	Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia Jammil Haddad
LCP	Ligamento Cruzado Posterior
FGF	Fator De Crescimento de Fibroblastos
LSP	Linha Superficial Posterior
EMGS	Eletromiografia de Superfície
CIVM	Contração Isométrica Voluntária Máxima
RAD	Rigidez Articular Dinâmica
SERFIS	Serviço de Fisioterapia
UREAB	Unidade de Reabilitação
CAE	Centro de Atendimento Especializado do Joelho
ADMR	Amplitude de Movimento Relativa
APADM	Análise Percentual da Amplitude de Movimento Relativa
ADM <sub>i</sub>	Amplitude de Movimento Relativa Inicial
ADM <sub>f</sub>	Amplitude de Movimento Relativa Final
EVA	Escala Visual Analógica
Di	Dor Inicial
Df	Dor Final
APD	Análise Percentual Da Dor

SENIAM	Surface EMG for the Non-invasive Assessment of Muscles
RMS	Root Mean Square (Raiz quadrática média)
IMC	Índice de Massa Corporal
IC	Índice de Confiança
TKA	Total Knee Arthroplasty
ROM	Range of Motion
PCL	Posterior Cruciate Ligament
ROMi	Initial ROM
ROMf	Final ROM
CPA-ROM	Change Percentage Analysis of ROM
VAS	Visual Analogue Scale
Pi	Initial Pain
Pf	Final Pain
PPA	Pain Percentage Analysis
EMG	Electromyography
ECM	Extracellular Matrix
HA	Hyaluronic Acid

## SUMÁRIO

	Pág.
1. INTRODUÇÃO .....	15
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	
<b>2.1.GONARTROSE</b> .....	18
<b>2.2. ARTROPLASTIA TOTAL DO JOELHO E A     RESTRIÇÃO DE MOVIMENTO</b> .....	20
<b>2.3. FÁSCIA E AS SUAS CADEIAS MIOFASCIASIS:     ASPECTOS ANÁTOMO-FUNCIONAIS</b> .....	25
<b>2.4. ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE (EMG)</b> .....	30
3. PROBLEMA .....	34
4. JUSTIFICATIVA .....	35
5. OBJETIVOS E HIPÓTESES .....	36
6. MATERIAIS E MÉTODOS.....	37
<b>6.1 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL</b> .....	38
<b>6.2 INSTRUMENTAL</b> .....	41
<b>6.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA</b> .....	44
7. REFERÊNCIAS .....	45
8. ORGANIZAÇÃO DE APRESENTAÇÃO DA DISSERTAÇÃO.....	54
9. MANUSCRITO ORIGINAL .....	55
10. CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	74
APÊNDICE A .....	75
APÊNDICE B .....	77
APÊNDICE C .....	79
ANEXO A .....	80
ANEXO B .....	82

## 1. INTRODUÇÃO

Até 2030, o Brasil terá a sexta maior população de idosos do planeta com a proporção de 13,4% de sua população total com mais de 65 anos de idade (INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA, 2013). Espera-se que, conforme o aumento dessa faixa etária, haja também um aumento da incidência de doenças crônicas como a osteoartrose (OA) do joelho. Estima-se que 4% da população brasileira sejam portadores dessa doença, sendo o joelho uma das articulações mais comumente comprometidas, com 37% dos casos (SENNA, BARROS, *et al.*, 2004).

A OA do joelho, também conhecida como gonartrose, é a afecção articular mais comum e maior causa de dor e incapacidade ao redor do mundo (MCALINDON *et al.*, 2014). A articulação mais frequentemente acometida é a do joelho, além de também ser a mais sintomática e a que mais incapacita. Seus sintomas incluem dor no joelho, crepitação ao movimento ativo, rigidez matinal, alargamento ósseo, diminuição do espaço articular, formação de osteófitos, podendo levar também a deformidades em varo ou em valgo (NEOGI, 2013).

Tem como tratamento efetivo a artroplastia total do joelho (ATJ), e sua indicação é aplicável nos pacientes acima de 60 anos que estão nos estágios mais avançados de degeneração articular - graus III e IV de Kellgren-Lawrence (KELLGREN; LAWRENCE, 1957; LUNGU, DESMEULES, *et al.*, 2014; MOSHER, WALKER, *et al.*, 2013; NEOGI, 2013). A artroplastia total consiste na ressecção da articulação comprometida e sua reconstrução por meio de uma prótese. Referente aos elementos substituídos, pode ser unicompartmental, quando substitui somente um dos compartimentos, lateral ou medial, ou total e tem uma durabilidade média de 10 e 15 anos, respectivamente (BHANDARI *et al.*, 2012). No último caso, cerca de 90% das cirurgias tem uma sobrevida do implante de 13 a 15 anos (COBRA, CAVANELLAS, *et al.*, 2009).

Na base de dados do Sistema Único De Saúde (DataSUS), no período de janeiro de 2014 a maio de 2015, 10.040 internações para artroplastia primárias do joelho foram catalogadas. O SUS tem voltado esforços, por meio das Portarias nº 1.340 de 29 de junho de 2012 e nº 1.357, de 5 de julho de 2013 (BRASIL, 2012, 2013), para trazer novos recursos e diretrizes que permitem aos gestores locais do SUS remunerar de forma diferenciada os seus prestadores, estimulando, assim, a realização de cirurgias eletivas. Dentre os procedimentos ortopédicos

contemplados destacam-se as artroplastias de quadril, joelho e revisão/reconstrução do joelho (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2015).

Uma das complicações mais comuns após artroplastia total do joelho (ATJ) é a rigidez, que leva tanto o cirurgião, quanto o paciente à frustração (SU; SU, 2013). Sua definição foi modificada com o passar do tempo, fato que retratou o aumento da expectativa quanto ao resultado da cirurgia para cirurgiões e pacientes (GONZALEZ DELLA VALLE; LEALI; HAAS, 2007). Hegazy e Elsoufy (2011) determinaram que rigidez após ATJ envolvia flexão menor que 45° e contratura em flexão mínima de 20°. Já Christensen et al. (2002) a definiram como flexão inferior a 75°. Em 2006, Yercan et al. (2006) estabeleceram que um joelho rígido flexionava menos que 65° e apresentava contratura em flexão de 10°, sendo esta a menor amplitude já definida na bibliografia. Ritter *et al.* (2007) pesquisaram somente a contratura em flexão e estabeleceram a instalação da contratura em flexão a partir dos 5°. Em 2013, a *Knee Society*, associação ortopédica com base nos Estados Unidos, definiu rigidez como “amplitude de movimento (ADM) limitada referida pelo paciente e constatada em exame físico com comprometimento da extensão completa de 15° ou flexão menor que 90°” (HEALY, DELLA VALLE, *et al.*, 2013).

A prevalência de contraturas pós-ATJ varia entre 1,3% a 15%, de acordo com os critérios de diagnóstico (BONUTTI *et al.*, 2008) (CURTIN, YAKKANTI e MALKANI, 2014). Normalmente, é tratada com sucesso por meio de mobilização, alongamento e reeducação da marcha (YERCAN *et al.*, 2006). Se os problemas funcionais resultantes da rigidez persistirem mesmo após intervenção fisioterapêutica intensiva, várias técnicas conservadoras podem ser empregadas para a melhora dos sintomas, incluindo tipos variados de órteses e gesso seriado. Tratamentos cirúrgicos envolvem manipulação sob anestesia, liberação de partes moles e revisão da artroplastia (SCUDERI, 2005).

O surgimento da contratura em flexão pós-ATJ pode ocorrer devido a vários fatores, incluindo aspectos pré, intra e pós-operatórios, além de particularidades inerentes a cada indivíduo (SU; SU, 2013). O gerenciamento da dor no pós-cirúrgico, a cinemática da prótese, a presença de osteófitos posteriores, o mau alinhamento, o tamanho e a impactação dos componentes da prótese, podem contribuir com as contraturas. Além disso, destacam-se: o encurtamento do ligamento cruzado posterior (LCP), a presença de restrição ao movimento pré-operatória (LASKIN; BEKSAC, 2004) e o déficit de força do quadríceps (FAVRE; ERHART-HLEDIK; ANDRIACCHI, 2014). Assim, as contraturas, especialmente em flexão, podem

desenvolver diversas sequelas funcionais. Durante a deambulação, os pacientes com contratura em flexão sobrecarregam o músculo quadríceps e a articulação patelofemoral (SU; SU, 2013). Como resultado do comprometimento funcional desta alteração, pode ocorrer fraqueza e/ou fadiga precoce do quadríceps (SERRÃO *et al.*, 2012).

O mecanismo para instalação da contratura em flexão é multifatorial, e a fáscia pode exercer um importante papel. Segundo Schleip e Müller (2012), a fáscia pode ser definida como rede de tensão corporal, constituída de tecido conectivo irregular denso, cuja arquitetura fibrosa é moldada pelo estresse tecidual. Infiltra-se por todas as regiões do corpo, incluindo envoltórios musculares, cápsulas articulares, retináculos, aponeuroses, ligamentos e tendões, com o objetivo de unificar, moldar e recobrir órgãos, músculos e secções (Schleip, 2003a; Kumba e Bonar, 2012). Mantém sua estabilidade e resistência por meio do equilíbrio entre forças de tração e compressão entrelaçadas de forma contínua, redistribuindo forças de cisalhamento e torção. Sendo assim, quando submetida a uma força, reage como uma estrutura única, modificando toda sua arquitetura passivamente para dissipá-la (VAN DER WAL, 2009). Desta forma, as possíveis intemperes da contratura compromete toda a malha miofascial adjacente ao joelho. Assim, a fáscia torna-se restrita, desencadeando alterações posturais, que, quando persistentes, resultam no comprometimento da biomecânica muscular. Como consequência, surge a fraqueza muscular e alteração da coordenação motora, tendo o paciente, por fim, dor e déficit funcional (ERCOLE *et al.*, 2010). Assim, a manobra miofascial fundamentada pelo conceito de Trilhos Anatômicos (MYERS, 2010) visa reestabelecer a flexibilidade da fáscia, melhorando a dor e o movimento. Por ser uma ferramenta de baixo custo, fácil aplicação e benefício imediato, encontra-se em ascensão entre fisioterapeutas especializados em terapias manuais.

No âmbito da fisioterapia, novas estratégias necessitam ser discutidas com o intuito de acelerar o processo de recuperação funcional do joelho flexo após ATJ. Em especial, formas de intervenção que promovam diminuição operacional de custos na reabilitação física dos pacientes em questão. Nesta dissertação, discutir-se-á se a manobra miofascial de Myers (2010) pode preencher essa lacuna e confirmar as expectativas referente ao baixo custo e rápida intervenção.

## 2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1. GONARTROSE

A OA do joelho, também chamada gonartrose, provoca um quadro de incapacidade funcional e dor com uma grande frequência mundialmente (NEOGI, 2013). Nas últimas décadas no nosso país, a referida enfermidade articular configura-se um problema de saúde pública, devido ao crescente envelhecimento da população. Dentre as manifestações desse distúrbio degenerativo, destacam-se: quadro álgico, crepitação ao movimento ativo, rigidez matinal, alargamento ósseo, diminuição do espaço articular, formação de osteófitos. Na fase mais avançada da artrose, a anquilose e a deformidade articular (varo ou valgo) podem estar presentes (DEYLE *et al.*, 2005).

A etiopatogenia da gonartrose ainda não está inteiramente elucidada, porém alguns fatores de risco podem ser considerados (quadro 1). Afeta mulheres com maior frequência e sua incidência aumenta com a idade. A associação entre atividade física e gonartrose ainda é controversa, uma vez que fatores biomecânicos também podem predispor indivíduos a desenvolvê-la. A dor e a incapacidade funcional relacionam-se com a perda de força muscular do quadríceps, cardiopatias e depressão (ALSHAMI, 2014; KHADEMI-KALANTARI *et al.*, 2013). Esse processo degenerativo articular pode ser classificado como primário ou secundário em função da sua etiologia que pode ser hereditária, endócrina, inflamatória e adquirida (quadro 2). A artrose primária independe de fatores externos e pode afetar mais de uma articulação; já a secundária costuma ser monoarticular e resultante de um traumatismo ou doença prévia. Da mesma forma, também é classificada de acordo com a gravidade do processo degenerativo (DEYLE *et al.*, 2005; KHADEMI-KALANTARI *et al.*, 2013).

Na identificação imagenológica do avanço da artrose, várias classificações podem ser empregadas, sendo a de Kellgren e Lawrence a mais utilizada. Para esse fim, necessita apenas da radiografia em projeção anteroposterior da articulação a ser investigada. Em relação ao joelho, o uso da escala não requer especificações como apoio monopodal ou flexão (figura 1) (RODRIGUES *et al.*, 2012). Gradua a OA de 0 a 4, definidos pela presença de osteófitos, de estreitamento do espaço articular, esclerose e deformidade (quadro 3) (KELLGREN, LAWRENCE, 1957; ZHANG, JORDAN, 2010; NEOGI, 2013).

Sistêmicos	Locais
Idade	Lesão articular
Etnia	Obesidade
Sexo e características hormonais	Ocupação
Genética	Esportes
Densidade óssea	Biomecânica da articulação
Fatores nutricionais	Força muscular

Quadro 1 – Fatores de risco sistêmicos e locais para OA (SILVA *et al.*, 2008).

Causas hereditárias	Ocronose, hemoglobinopatias, doença de Gaucher, hemocromatose, doença de Wilson, hemofilia, displasias ósteo-articulares, hiperelasticidade e síndrome de Ehler-Danlos
Causas endócrinas e adquiridas	Fratura articular, meniscectomia, osteonecrose, neuroartropatia, enregelamento, obesidade, doença de Paget, acromegalia, hipotireoidismo e hiperparatiroidismo
Causas inflamatórias	Artrite séptica, artrite reumatóide, gota, condrocalcinose, artrite reativa

Quadro 2 – Causas de OA (SILVA *et al.*, 2008).



Fig. 1 – Aspecto radiográfico da degeneração articular conforme a classificação de Kellgren e Lawrence (RODRIGUES *et al.*, 2012).

Grau 0	Sem artrose – Radiologia normal
Grau I	Artrose duvidosa – Estreitamento espaço articular duvidoso e possível osteófito na borda
Grau II	Mínima osteoartrose – Possível estreitamento articular e osteófitos definidos
Grau III	Artrose moderada – Definido estreitamento articular, múltiplos osteófitos moderados, alguma esclerose subcontral e possível deformidade no contorno ósseo
Grau IV	Artrose severa – Notável estreitamento do espaço articular, severa esclerose subcontral, definida deformidade no contorno ósseo e grandes osteófitos

Quadro 3 – Classificação de Kellgren e Lawrence (RODRIGUES *et al.*, 2012)

## 2.2. ARTROPLASTIA TOTAL DE JOELHO E A RESTRIÇÃO DE MOVIMENTO

A artroplastia total do joelho inclui o recobrimento femoral, tibial e patelar. Os componentes tibial e femoral podem ser fixados por meio de hastas medulares, cimento cirúrgico ou ancoradas com parafusos. Seu componente femoral metálico reveste côndilos e tróclea, enquanto que o tibial, de base metálica com uma bandeja de polietileno, articula com o femoral. A patela é frequentemente revestida com polietileno de alta densidade (TALJANOVIC *et al.*, 2003). As complicações mais comuns desse procedimento incluem soltura asséptica (desgaste do polietileno, osteólise, e corpos livres), fraturas periprotéticas e infecções, sendo a primeira responsável por 13% das artroplastias de revisão (BHANDARI *et al.*, 2012). Entre outras complicações temos ainda a trombose venosa profunda (TVP) e as quedas. Jacobs e Christensen (2014) detectaram que 2,7% das artroplastias realizadas necessitaram de novo procedimento cirúrgico, cujos principais motivos para a nova intervenção foram a instabilidade e a rigidez.

Pode-se definir a rigidez pelo arco de movimento incompleto de uma articulação, independente do plano ou eixo do movimento, frequentemente associada à dor persistente (PANNI *et al.*, 2009). No entanto, esse conceito de rigidez tem sofrido modificações nos últimos anos. Hegazy e Elsoufy (2011) e Su e Su (2013) determinaram que a rigidez do joelho incluísse contraturas em flexão de 15° e flexão máxima menor que 75°. Segundo Yercan *et al.*

(2006), considera-se um joelho rígido quando este apresenta contratura em flexão maior que  $10^\circ$  e/ou flexão menor que  $95^\circ$  nas primeiras seis semanas pós-operatórias. Não há discussão quando a contratura é maior ou igual a  $20$  graus: é considerada grave. Mitsuyasu *et al.* (2011) e Ritter *et al.* (2007) pesquisaram somente a contratura em flexão e estabeleceram a instalação da contratura em flexão a partir dos  $5^\circ$ . Em 2013, a *Knee Society*, associação ortopédica com base nos Estados Unidos, definiu rigidez como “amplitude de movimento (ADM) limitada referida pelo paciente e constatada em exame físico com comprometimento da extensão completa de  $15^\circ$  ou flexão menor que  $90^\circ$  (HEALY, DELLA VALLE, *et al.*, 2013). Também não há concordância em relação à sua incidência. Estudos encontraram valores que se estendem de 1,3% a 7% (PANNI *et al.*, 2009).

Quanto a permanência da rigidez no pós-cirúrgico, Cheng *et al.* (2007) determinaram que as contraturas em flexão melhoravam ao longo dos cinco primeiros anos após a cirurgia, passando de  $11^\circ$  para  $3^\circ$  em média. No entanto, Mitsuyasu *et al.* (2011) verificaram que contraturas em flexão pré-operatórias maior que  $15^\circ$  têm maior chance de perdurar dois anos após a cirurgia, embora melhorem com o passar do tempo. O fato foi observado mesmo tendo sido alcançada a extensão completa durante a cirurgia. Kirkwood *et al.* (2011) apontaram na sua investigação que a perda da extensão de joelho na fase de apoio terminal, diminui a estabilidade do membro de apoio, aumentando o custo energético da marcha, levando à fadiga. Já Favre, Erhart-Hledik, e Andriacchi (2014) advogaram que contraturas em flexão podem estar associadas à fraqueza e ao encurtamento muscular, à rigidez ligamentar, ao edema e a dor. Su e Su (2013) afirmam que pacientes submetidos à ATJ com ADM não funcional terão dor durante a execução de atividades de vida diária (AVD). Avaliando esses fatores, os pesquisadores consideram que o comprometimento causado pelo déficit da extensão é mais acentuado do que o da flexão do joelho, e, por isso, deve-se tentar ao máximo intervir de forma a evitá-lo.

A limitação de ADM pós-ATJ tem causas multifatoriais, envolvendo a técnica cirúrgica empregada, e as variáveis anátomo-fisiológicas intrínsecas do paciente (LASKIN; BEKSAC, 2004). Podem ser subdivididas em pré, intra, pós-operatórias; e inerentes ao paciente. O melhor preditor da ADM pós-operatória é a ADM pré-operatória. Embora se espere que o paciente ganhe de  $10^\circ$  a  $15^\circ$  com o procedimento cirúrgico, quanto maior a limitação, menor o sucesso da cirurgia. Histórico de cirurgia prévia, principalmente osteotomia valgizante, e o diagnóstico de gonartrose pós-traumática também são condições que favorecem a rigidez pós-operatória (SU; SU, 2013).

O posicionamento inadequado do implante pode levar à restrição do movimento, especialmente em relação ao plano sagital. Quando fixado em hiperflexão, o componente femoral modifica a cinemática da prótese, bloqueando a extensão (LASKIN; BEKSAC, 2004). Além disso, ressecções insuficientes da superfície articular deixam pouco espaço a ser ocupado pelo implante. O mesmo ocorre em implantes maiores que suas inserções ósseas, principalmente, em relação ao fêmur. Essa impaction dos componentes (*overstuffing*) pode limitar a ADM. Outra causa para a restrição ao movimento relacionada ao procedimento cirúrgico é o desequilíbrio do balanço de partes moles, ou seja, tensão residual capsular ou ligamentar após liberação cirúrgica dessas estruturas. Um ligamento cruzado posterior tensionado pode afetar o equilíbrio entre as áreas anterior e posterior, resultando em impaction das peças implantadas (SU; SU, 2013).

Os joelhos com contratura fixa maior que 15 graus, geralmente, necessitam de liberação cirúrgica do ligamento cruzado posterior (LCP) para alcançar a extensão completa e alinhamento coronal nos casos em que não será sacrificado. O joelho que não alcançar a extensão completa durante a cirurgia, provavelmente não o fará após. O método anestésico empregado também é um fator que pode influenciar a extensão completa durante a cirurgia. Se não permitir o relaxamento total, o cirurgião pode ser levado a fazer o balanço de forma incorreta. Osteófitos posteriores também devem ser removidos, visto que tensionam a cápsula posterior do joelho (LASKIN; BEKSAC, 2004).

A fraqueza muscular desenvolvida no período pós-operatório colabora para a contratura em flexão. Mizner et al. (2005) identificaram que um mês após ATJ, a força muscular do quadríceps havia reduzido 60% quando comparada antes da cirurgia, mesmo iniciando a fisioterapia 24 horas após o procedimento. Mesmo após um ano, seu desempenho é reduzido de 20 a 30% durante a marcha e 50% ao subir escadas, quando comparado a indivíduos saudáveis (WALSH *et al.*, 1998). Essa condição muscular é importante na instalação da contratura em flexão pós ATJ, pois dificulta a extensão completa. Caso não seja contemplada adequadamente durante o tratamento fisioterapêutico, pode levar a aumento de tensão dos tecidos moles da região posterior de membros inferior, em especial a cadeia posterior miofascial.

Processos relacionados à imobilização estão diretamente relacionados à restrição do movimento. Por isso, o controle da dor, seja medicamentoso ou crioterápico, quando não efetivo, compromete diretamente a ADM. Na presença do quadro algico, o paciente tenderá a

mobilizar menos a perna e a ser menos cooperativo durante os atendimentos fisioterapêuticos. A síndrome da dor complexa regional pode ser a explicação para um joelho que não evolui com tratamento. Outro motivo para dor é a inflamação decorrente de uma infecção do sítio cirúrgico, cujos sinais devem ser monitorados ao longo do tratamento (SU; SU, 2013). Pacientes com dor crônica devem ser avaliados pela Clínica da Dor para determinar a estratégia analgésica após a cirurgia (LASKIN; BEKSAC, 2004).

Uma das principais causas da rigidez pós-operatória é a artrofibrose, cuja incidência varia de 8 a 60% dos pacientes submetidos à ATJ, sendo responsável por 11% das artroplastias de revisão (BHANDARI *et al.*, 2012). Caracteriza-se pela formação de extenso tecido fibroso cicatricial que preenche as goteiras lateral, medial e parapatelar. Freeman *et al.*, (2010) sugerem que a hipóxia associada ao estresse oxidativo inicia a proliferação de mastócitos e a secreção de fator do crescimento de fibroblastos (FGF), estimulando a proliferação de fibroblastos e a fibrose tissular. Fibroblastos em ambiente hipóxico sofrem transformação metaplástica para fibrocartilagem, seguida de calcificação heterotópica, levando à rigidez articular.

Pfitzner *et al.* (2012) identificaram que pacientes que desenvolveram artrofibrose após artroplastia do joelho apresentavam elevada concentração de proteína morfogenética óssea 2 (BMP-2) no líquido sinovial quando comparados aos indivíduos controle. Essa proteína versátil, pertencente à família do fator de crescimento transformador  $\beta$  (TGF- $\beta$ ), está relacionada à organogênese, indução e regeneração óssea, mas também ao aumento das reações inflamatórias teciduais. Hereditariedade da rigidez articular e de condições fibróticas como ombro congelado e síndrome de Dupuytren foi estabelecida por Williams *et al.* (2015) em estudo realizado com gêmeos, indicando um componente genético relacionado à artrofibrose. Apesar de todos os esforços, pacientes desenvolverão a artrofibrose como parte de seu processo natural de cicatrização (SU; SU, 2013).

No estudo experimental em ratos, proposto por Trudel, Uthoff e Brown (1999), foi observado que a rigidez do joelho se instala nas primeiras 16 semanas de imobilização, ocorrendo estabilização do quadro nos momentos subsequentes. Tal fato foi atribuído à perda de elasticidade da cápsula e das fibras musculares e à degeneração cartilaginosa com formação de osteófitos como agentes limitantes. Histologicamente, há uma proliferação dos fibrócitos, fibroblastos e adipócitos, dificultando a circulação de líquido sinovial, e aumentam a aderência aos tecidos adjacentes, por meio de fibras de colágeno que se estendem ao tecido periarticular e de alterações bioquímicas na matriz extracelular (TRUDEL *et al.*, 1999, 2000).

Da mesma forma, o diagnóstico pré-operatório, em especial artrite pós-traumática e patologias de origem reumática, também influencia o ADM após a cirurgia, assim como alterações posturais, queixas álgicas e nível de cooperação do paciente com o tratamento. Segundo Panni *et al.* (2009), cerca de 85% dos pacientes com rigidez pós-operatória apresentam diabetes ou já realizaram cirurgias prévias no joelho, porém não há relatos na referida investigação sobre a relação da obesidade e rigidez pós-ATJ. No entanto, Laskin e Beksac (2004) indicam que pacientes com maior proporção de gordura nos membros inferiores têm mais dificuldade em recuperar a ADM, especialmente quando utilizam dispositivo de mobilização passiva contínua. Quanto à postura, pacientes com gonartrose grave bilateral podem apresentar contratura em flexão no lado operado, caso não sejam submetidos ao procedimento em um único tempo cirúrgico, ou na mesma internação. Isso porque, corrigindo o eixo do membro inferior, a perna tem seu comprimento aumentado em relação ao lado não operado. Isso faz com que o indivíduo, para deambular, tenha que fletir o lado operado de forma a igualar as alturas, tensionando a cadeia posterior dinamicamente (LASKIN; BEKSAC, 2004).

Segundo Favre et al (2014), pacientes submetidos à ATJ apresentam déficit de força muscular em decorrência do procedimento cirúrgico, da cronicidade da gonartrose e do envelhecimento. Essa fraqueza pode colaborar para a instalação da contratura em flexão, especialmente se ocorre nos últimos graus de extensão. Durante a marcha, o ângulo do joelho diminui gradativamente no contato inicial do calcanhar conforme o envelhecimento e o grau de comprometimento articular em portadores de gonartrose. Em resposta, o membro comprometido sofre sequelas da imobilização resultante da perda de força muscular, alimentando o ciclo patogênico da contratura em flexão. Os músculos que sofrem com o processo de imobilização, apresentam uma diminuição do comprimento muscular, desenvolvendo, assim, uma postura encurtada. Nesses grupamentos musculares acometidos, o desuso provocado pelo imobilismo contribui para o aparecimento abundante de tecido conjuntivo permeando as unidades contráteis, desencadeando fibrose e perda da propriedade elástica muscular (TRUDEL, UHTHOFF, 2000). Essas alterações podem ser encontradas em pacientes com limitação da ADM, especialmente se esta estiver presente desde antes da cirurgia.

### 2.3. FÁSCIA E AS SUAS CADEIAS MIOFASCIAIS: ASPECTOS ANATOMO-FUNCIONAIS

Segundo Schleip e Müller (2012), a fáscia pode ser definida como rede de tensão corporal, constituída de tecido conectivo irregular denso, cuja arquitetura fibrosa é moldada pelo estresse tecidual. Essa matriz de colágeno contínua e tridimensional infiltra todas as regiões do corpo, incluindo envoltórios musculares, cápsulas articulares, retináculos, aponeuroses, ligamentos e tendões, com o objetivo de unificar, moldar e recobrir órgãos, músculos e secções (SCHLEIP, 2003a; KUMBA E BONAR, 2012). Sendo assim, tem papel importante na postura e na organização do movimento, visto que, quando submetida a uma força, reage como uma estrutura única, modificando toda sua arquitetura passivamente para dissipá-la (VAN DER WAL, 2009).

A fáscia é inervada por diversas terminações nervosas, principalmente receptores de Ruffini e intersticiais, que, quando estimulados, geram uma sequência de reações sobre o sistema nervoso autônomo, diminuindo o tônus simpático. Os efeitos esperados da manobra miofascial, no tecido imediatamente abaixo da mão do terapeuta, são: as alterações do tônus global e da viscosidade tecidual; vasodilatação local e relaxamento das fibras musculares intrafasciais (SCHLEIP, 2003a). Há também a liberação de neuropeptídeos que desativam nociceptores envolvidos na dor crônica (SCHLEIP, 2003b).

Segundo Myers (2010), a fáscia se propaga seguindo torções e tramas de tecido conjuntivo, formando traçados “meridianos” da miofáscia, ou mesmo “trilhos”. Cada meridiano miofascial descreve um conjunto tridimensional de estruturas interligadas, como músculo, tendões, cápsulas e fáscia que transmitem a tensão e o movimento em torno do esqueleto. Coincidem com os meridianos da acupuntura, porém não são equivalentes. Cada trilho possui “estações”, conexões entre músculos, pontos importantes de transição e distribuição de cargas, considerando que ocorrem por ligações fasciais diretas. Assim, a cápsula articular é contínua com a inserção do músculo, que é contínua com a fáscia do epimísio, que é contínua com o tendão, com o perióstio e assim sucessivamente. Sua infiltração se dá de tal forma que seria impossível remover 1g de músculo, sem que se extraísse também parte dessa matriz de colágeno. Os músculos poliarticulares contidos num trilho anatômico são chamados de “expressos”, em virtude de sua influência em mais de uma articulação. Os monoarticulares são

chamados de “locais”. Myers (2010) acredita que os músculos mais profundos “locais” são mais responsáveis pelos distúrbios posturais que os “expressos” superficiais.

Essa rede de cadeias segue o princípio da tensegridade, característica do sistema músculo-esquelético, que faz com que mantenha sua estabilidade e resistência por meio do equilíbrio entre forças de tração e compressão entrelaçadas de forma contínua, redistribuindo forças de cisalhamento e torção. Sua estrutura é extremamente eficiente, uma vez que promove alta resistência com o mínimo de materiais, dissipando melhor o peso do corpo. Os ossos empurram contra a rede de tensão, enquanto esta se retrai contra aqueles. Nesse modelo, a lesão surge quando uma força de compressão age quando deveria estar tracionando, e vice-versa (MYERS, 2010). Sua arquitetura permite maior flexibilidade, e, por estar interligada, o aumento de tensão em um único membro resulta num aumento de tensão de toda a estrutura. As estruturas, em função da tensegridade, apresentam resiliência, aumentando a rigidez à medida que recebem maior carga. Isso previne a deformação tecidual, apesar do estresse a que estão submetidas. Assim, a força distribui-se em vários planos entre a pele e o músculo, e estas estruturas devem deslizar livremente entre si (MYERS, 2010). Importante mecanismo na geração de dor é a contração das fibras musculares lisas no tecido conectivo. Isso lhe provê a capacidade de contrair e tensionar a fáscia, em resposta à alcalinidade sanguínea, ao aumento de serotonina, e a ação do sistema nervoso autônomo. Tais modificações são comuns na fibromialgia e podem explicar como o quadro algíco se instala nesses pacientes. Além disso, por apresentar irrigação capilar e inervações sensitiva e autonômica próprias, modula seu tônus de forma independente ao músculo (SCHLEIP, 2003b).

Essa contratilidade é reafirmada pelas contraturas fasciais patológicas, como na doença de Dupuytren, associadas à proliferação e atividade de miofibroblastos. É possível que contraturas antigas também sejam determinadas por esse mecanismo ao invés de mudanças morfológicas na arquitetura da rede de colágeno. Como consequência, influencia a biomecânica corporal (SCHLEIP; KLINGLER; LEHMANN-HORN, 2005). Contraturas em flexão do joelho podem ser resultantes desse fenômeno. A patogênese do enrijecimento do tecido miofascial ainda é motivo de debate na comunidade científica. Especula-se que a composição da fibra de colágeno sofra modificações, ou que haja proliferação de fibroblastos que se diferenciam em miofibroblastos, ou que a substância fundamental seja modificada por influências neurofisiológicas. Independente da patogenia, é fato que a rigidez miofascial causa dor e perda funcional em consequência ao mau alinhamento, ao déficit de força muscular e do distúrbio do controle motor (ERCOLE *et al.*, 2010).

Ercole et al (2010) identificaram que o tempo médio para reduzir a dor de pacientes com lombalgia em 50% era de 3,24 minutos, embora a área de aplicação da técnica e a cronicidade da dor fossem moduladores do tempo de alívio. Day et al. (2009) obtiveram melhora de 57% na dor de pacientes com dor crônica do ombro após manipulação miofascial. Em revisão sistemática, Ho et al. (2009) determinaram que esse recurso terapêutico melhora a função e a ADM na dor crônica do ombro.

Myers (2010) define 11 trilhos ou linhas fasciais que percorrem todo o corpo. São eles: Linha Lateral; Linha Superficial Anterior; Linha Superficial Posterior; Linha Profunda Anterior; Linha Espiral; Linha Funcional Anterior; Linha Funcional Posterior; Linha Profunda Anterior do Membro Superior; Linha Profunda Posterior do Membro Superior; Linha Superficial Anterior do Membro Superior; e Linha Superficial Posterior do Membro Superior.

A linha superficial posterior (LSP) estende-se da crista supraorbital do osso frontal, passando pela crista occipital, sacro, tuberosidade isquiática, côndilos femorais e calcâneo, até a falange dos artelhos em cada dimídio do corpo (fig. 2). Suporta o corpo na postura de pé e modula o plano sagital, estabilizando movimentos de flexão e extensão. Padrões de disfunção dessa linha incluem dorsiflexão limitada, hiperextensão do joelho, encurtamento de isquiotibiais, deslocamento anterior da pelve, entre outros. O joelho tem a capacidade de desvincular a parte inferior da LSP da superior ao fletir, fato que facilita o dia-a-dia, como abaixar-se. A ação dos músculos isquiotibiais é levada para o tronco pelo ligamento sacrotuberal, lembrando que semimembranoso e semitendinoso também realizam rotação medial do joelho durante a flexão. O contrário ocorre para o bíceps da coxa. Encurtamento dessas estruturas pode causar alterações dinâmicas e posturais (Myers, 2010).

Estende-se por toda a superfície posterior, protegendo o corpo como uma couraça, dos pés ao topo da cabeça. Diversas inserções musculares, também denominadas “estações”, podem afetar a LSP (fig. 3), além de também sofrer a influência da derme, tecido adiposo e fáscia profunda. São, no total, 13 estações, de distal para proximal: 1) superfície plantar das falanges dos artelhos; 2) fáscia plantar e flexor curto dos dedos; 3) calcâneo; 4) gastrocnêmio, tendão de aquiles; 5) côndilos femorais; 6) isquiotibiais; 7) tuberosidade isquiática; 8) Ligamento sacrotuberal; 9) sacro; 10) fáscia sacrolombar, eretores da coluna; 11) crista occipital; 12) gálea aponeurótica ou fáscia epicranial; e 13) osso frontal, crista supraorbital. Por estar relacionada ao suporte de carga constante, apresenta regiões onde se apresenta mais espessa, na forma de lâminas e bandas extrafortes, como no tendão do calcâneo, isquiotibiais, ligamento

sacrotuberal, fáscia toracolombar, eretores da coluna e crista occipital. Tem função extensora em todas as articulações, com exceção do joelho, onde é responsável pela flexão; porém, na postura de pé, auxilia no alinhamento da tíbia e do fêmur. Esse comportamento extensor surge do desenvolvimento psicomotor, onde a LSP encurta para contrabalancear a curva fetal de flexão primária, permitindo a postura de pé importante para a marcha por volta de um ano de idade (Myers, 2010).



Fig. 2 – Estruturas envolvidas na linha superficial posterior (MYERS, 2010)

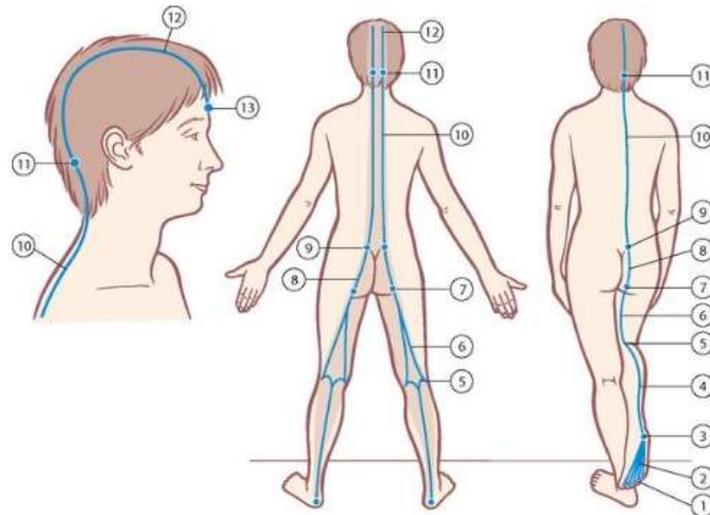


Fig. 3 - Trilhos e estações da LSP. Área sombreada mostra zona de influência da fasciação mais superficial (derme, tecido adiposo e fasciação profunda). 1- Superfície plantar das falanges dos artelhos; 2- fasciação plantar; 3- calcâneo; 4- tendão do calcâneo e gastrocnêmio; 5- côndilos femorais; 6- isquiotibiais; 7- tuberosidade isquiática; 8- ligamento sacrotuberal; 9- sacro; 10- fasciação sacrolombar, eretores da espinha; 11- crista occipital; 12- gálea aponeurótica/fasciação epicranial; 13- osso frontal/crista supraorbital (MYERS, 2010).

Dorsiflexão limitada, hiperextensão do joelho, encurtamento dos músculos isquiotibiais, mais comumente pela substituição dos rotadores laterais profundos, anteversão da pelve, natação do sacro e hiperextensão cervical são alterações posturais comuns do comprometimento da LSP. A fascite plantar pode ser resultante da constante tensão da LSP, levando à dor e inflamação constante desta estrutura. Devido a sua continuidade, o tratamento de uma única estação pode ter efeito em toda a cadeia (Myers, 2010).

Gajdosik (1991) associou algumas patologias ao encurtamento da musculatura posterior de coxa, como, distúrbios da coluna lombar (espondilólise, espondilolistese, protrusões discais, doença de Scheuermann, síndrome facetaria, etc.), contraturas resultantes de déficit do sistema nervoso central e lesões desportivas. Teorizou que o encurtamento muscular posterior em pacientes com distúrbios de longa data ocorreria em decorrência de adaptações musculares e do tecido conjuntivo. Segundo Ercole et al. (2010), quando a fasciação perde flexibilidade e se torna restrita, pode levar a alterações posturais, que, quando persistentes, resultam no comprometimento da biomecânica muscular. Como consequência, surge a fraqueza muscular e alteração da coordenação motora, tendo o paciente, por fim, dor e déficit funcional. Diversas terapias manuais são sugeridas como forma de tratamento dessas restrições, liberando a fasciação e restabelecendo sua configuração inicial. Os autores também descrevem outras técnicas, como

as de Cyriax<sup>1</sup> (CYRIAX, 1980 apud ERCOLE *et al.*, 2010) e Rolf<sup>2</sup> (ROLF, 1963 apud JACOBSON, 2011), que propõem ganho de mobilidade do tecido conjuntivo por meio de fricção transversa às fibras. A manipulação miofascial de Stecco<sup>3</sup> (STECCO, 2004 apud STECCO, 2010) propõe o emprego de geração de calor por meio da fricção sobre a restrição da fáscia profunda, permitindo o melhor deslizamento entre as diferentes camadas de fáscia e acelerando reações químicas que permitem o relaxamento dessa estrutura. Em todas, o tempo necessário para alívio da dor pode variar a cada paciente.

Ercole *et al.* (2010) identificaram que era necessário, em média, 3,24 minutos de fricção para diminuir a dor em 50% de pacientes com dor lombar, tempo também necessário para que o terapeuta percebesse o aumento da flexibilidade do tecido. Os autores discutem que esse tempo depende da intensidade dos sintomas e das características inerentes a cada paciente, e do local onde a técnica é aplicada. Acreditam que essa técnica tem alta aplicabilidade em tendinoses e inflamações crônicas, visto que, em seu ponto de vista, surgem das alterações do controle muscular presentes nas restrições fasciais. Devido a sua continuidade, os efeitos da manobra são propagados por toda a fáscia profunda. Como aspecto negativo da técnica empregada, encontra-se o alto quadro algíco inicial ao tratamento, apesar dos benefícios superarem esse incômodo.

#### **2.4. ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE (EMGS)**

Método de avaliação que tem como objetivo registrar o somatório dos potenciais de ação das unidades motoras, e inclui a aquisição e tratamento do sinal elétrico produzido na musculatura a partir da estimulação das fibras musculares. Permite determinar quais músculos são utilizados em determinado movimento, seu nível de ativação durante essa execução, a intensidade e duração da contração muscular. Essa ferramenta tem sido empregada para analisar

---

<sup>1</sup> Cyriax, JH. Textbook of Orthopaedic Medicine. In: Treatment by Manipulation, Massage and Injection, 10th ed, vol. II. Ballière Tindall, Londres, 1980.

<sup>2</sup> Rolf, I.P. Structural integration. Journal of the Institute of Comparative Study of History Philosophical Sciences, 1: 3-19, 1963.

<sup>3</sup> Stecco L. Fascial Manipulation for Musculoskeletal Pain. Padua, Itália: Piccin; 2004.

a eficácia de técnicas de recuperação funcional de diferentes doenças, e, especialmente, determinar se a conduta facilita ou inibe a atividade muscular (FORTI, 2005).

No escopo das ciências do esporte, da neurofisiologia e da reabilitação, a EMGS tem sido utilizado amplamente com uma importante ferramenta da avaliação da atividade muscular, principalmente, pelo fato de ser um método não invasivo e de fácil aplicação. Para aquisição do sinal eletromiográfico, eletrodos são aplicados sobre a pele permeados por um gel condutor que facilitará a captação do sinal. Um amplificador processa e um decodificador permite a visualização e análise da corrente captada (MARCHETTI; DUARTE, 2006). O potencial elétrico celular ou potencial de ativação nas unidades motoras induzem a geração de um campo elétrico captado pelos eletrodos e traduzido pelos amplificadores, cabos e conversor analógico/digital que compõem o eletromiógrafo. Durante a contração de um músculo, quanto maior o número de potenciais de ação, mais unidades motoras estão ativadas e maior a densidade do sinal elétrico muscular (CORREA, COSTA e PINTO, 2012). Com a EMGS, pode-se determinar o grau, início e término da participação de um músculo em determinado movimento, observando sua influência significativa ou não na tarefa realizada (CORREA, COSTA e PINTO, 2012).

Na análise da atividade elétrica dos grupamentos musculares do membro inferior, em indivíduos saudáveis, o quadríceps e o jarrete são co-ativados para dar estabilidade durante a marcha, reduzindo forças de cisalhamento e tensões sobre a articulação do joelho, sendo que idosos apresentam maior co-ativação de músculos antagonistas durante a marcha (FRANZ; KRAM, 2013). Neste caso, a atividade simultânea excessiva pode levar à sobrecarga e desgaste precoce do implante por gerar forças compressivas sobre a articulação. Por isso, resulta em fraqueza e inadequação do movimento (STEVENS-LAPSLEY; BALTER; ECKHOFF, 2010). Em consequência a essa co-ativação excedente, também pode desenvolver uma limitação da ADM, dor, sobrecarga medial e instabilidade. Além disso, excesso de co-ativação foi associado à fraqueza muscular em pacientes com OA severa, levando à sobrecarga articular (HUBLEY-KOZEY; DELUZIO; DUNBAR, 2008). Portanto, déficit de força muscular importante em quadríceps e jarrete característico do período pós-operatório de ATJ pode aumentar a co-ativação desses músculos e afetar a recuperação funcional.

Stevens-Lapsley et al. (2010) identificaram através de EMGS que houve uma diminuição na ativação muscular de 51,56% para o quadríceps e 48,43% para o bíceps femoral no primeiro mês após a ATJ. Seis meses após a cirurgia, a ativação quadriciptal ainda era 38,5%

significativamente menor comparando a indivíduos saudáveis. No mesmo período, a ativação do bíceps da coxa não apresentou diferença estatística em relação ao segmento sem intervenção cirúrgica, mas ainda inferior 40,6% à de indivíduos saudáveis. Também encontraram índice de co-ativação (pico de ativação do bíceps da coxa durante a contração isométrica voluntária máxima – CIVM – do quadríceps/pico de ativação do bíceps da coxa durante a CIVM do bíceps) 144,5% maior no bíceps da coxa do membro operado no primeiro mês após a cirurgia. Isto durante a CIVM do quadríceps, quando comparadas ao segmento contralateral ( $p=0,025$ ). Este achado indica que essa musculatura se recupera mais rapidamente que seu antagonista, colaborando para a instalação da contratura em flexão em pacientes pré-dispostos à deformidade.

A grande maioria dos estudos que contemplam avaliação muscular e ATJ preconizam a observação do quadríceps ou sua participação em determinada função ou torque (STEVENS-LAPSLEY, BADE, *et al.*, 2012; VAHTRIK, GAPEYEVA, *et al.*, 2012), dado que seu comprometimento após a cirurgia é incontestável. Porém, o grau de ativação do jarrete é importante para a compreensão do mecanismo biomecânico da contratura em flexão nesses pacientes. Lewek *et al.* (2004) identificaram um aumento da co-ativação medial (vasto medial e gastrocnêmio medial) em pacientes com instabilidade do plano frontal durante a marcha. Identificaram também que tanto pacientes com OA do joelho, quanto indivíduos saudáveis apresentavam altos índices de co-ativação lateral (vasto lateral-bíceps da coxa) como mecanismo natural para a redistribuição de carga no joelho.

A EMGS também foi utilizada em estudos para avaliar o comportamento muscular durante a execução de uma tarefa específica. Yoshida *et al.* (2013) avaliaram a marcha de pacientes com ATJ e não encontraram diferenças entre ativação muscular de quadríceps e bíceps femoral de membros operados e saudáveis. Entretanto, comprovaram uma redução do recrutamento do quadríceps entre operados e não operados ( $p<0.05$ ) e saudáveis ( $p<0,01$ ). Ainda, os dados apontaram para uma relação inversa entre recrutamento do bíceps femoral e força do quadríceps. Durante a aceitação de carga, deveria haver aumento da ação do quadríceps, porém, esses pacientes fazem uso da musculatura posterior de coxa para estabilizar o joelho com menor flexão, e avançar pela extensão do quadril. Essas modificações estão em consonância com o estudo de Yoshida *et al.* (2013) que apontam importantes alterações na atividade funcional da marcha e, além disso, reforçam que devemos evitar longas esperas para realização da ATJ, em função de comprometimentos substanciais nos padrões musculares durante a marcha.

Referente ao comprometimento funcional dos pacientes submetidos à ATJ, segundo McGinnis *et al.* (2013), os pacientes com o joelho mais debilitado, possuindo um maior grau de degeneração e com padrões de alteração na co-contracção muscular têm maior chance de insucesso no processo de reabilitação física. Tal fato justifica-se devido aos padrões assimétricos resultantes da combinação de dor e fraqueza muscular que persistem um ano após a substituição articular, dificultando a reabilitação. Outro aspecto observado foi a marcha de pacientes submetidos à ATJ, porém focados na rigidez articular dinâmica (RAD), encontrando diferença estatisticamente relevante para a articulação do joelho em relação à perna não operada e a indivíduos saudáveis. Assim confirmam o padrão de marcha encontrado por Yoshida *et al.* (2013), apesar de não terem encontrado correlação entre RAD e atividade muscular antagonista, e sim com fraqueza do quadríceps femoral. Por isso, sugerem que outros mecanismos sejam responsáveis pela diminuição da ADM durante a marcha.

Outra tarefa avaliada por meio de EMGS em pacientes com OA submetidos à ATJ foi o ato de sentar e levantar. Davidson *et al.* (2013) analisaram o sinal eletromiográfico desses pacientes nas contrações excêntricas e concêntricas do quadríceps e bíceps femoral enquanto realizavam cinco repetições consecutivas dessa tarefa. Foi solicitado que a executassem da forma mais rápida possível. Pacientes que tendem a poupar o lado operado, levam mais tempo para concluir a tarefa no primeiro mês após a cirurgia e apresentam maior co-ativação vasto lateral/bíceps femoral para proteção do membro.

Essa estratégia pode comprometer a recuperação muscular. Os autores sugerem que a conduta fisioterapêutica priorize o aprendizado motor e a correção dos padrões de movimento, de forma a acelerar a reabilitação e melhorar a coordenação muscular após a cirurgia. Assim, mais estudos precisam ser realizados para compreender melhor o comportamento muscular após a ATJ, de forma a identificar recursos terapêuticos que acelerem a recuperação pós-operatória, favorecendo a melhora da qualidade de vida desse indivíduo.

### 3. PROBLEMA

A contratura em flexão é uma das mais frequentes complicações em pacientes submetidos à ATJ. Geralmente, ocorre pelo comprometimento da cápsula articular do joelho, potencializado pela fraqueza muscular do quadríceps e consequente hiperativação do bíceps da coxa, pela dor e pela remoção cirúrgica de osteófitos posteriores. Em consequência, durante a marcha, em função do padrão genuflexo, há um aumento das demandas energéticas para esta tarefa, especialmente acima de 20° (MURPHY *et al.*, 2014; SU e SU, 2013). Além disso, as partes moles adjacentes podem ser modificadas pelo genuflexo, isto é, o padrão flexor do joelho contribui também para o encurtamento da cadeia miofascial posterior, segundo os conceitos dos trilhos anatômicos (MYERS, 2010). Essa combinação torna-se um desafio para recuperação funcional pós-ATJ. Propostas terapêuticas como o alongamento estático para o combate ao encurtamento capsular do joelho, em geral, é doloroso. Tal fato pode colaborar negativamente, por exemplo, na adesão ao tratamento por parte dos pacientes, desencadear a cinesiofobia e, por fim, comprometer o treino das atividades funcionais durante o tratamento fisioterapêutico nas ATJ. Um aprimoramento das técnicas vigentes torna-se necessário para que o ganho da amplitude de movimento seja mais eficiente e menos desconfortável para os pacientes. Da mesma forma, no pós-operatório, recursos que facilitem o equilíbrio da ativação muscular permitem maior rapidez na recuperação funcional, podendo inclusive, permitir um ganho de amplitude de movimento mais eficaz.

#### 4. JUSTIFICATIVA

Estratégias para acelerar a recuperação pós-operatória, incluindo a prevenção e o tratamento de complicações como a contratura em flexão são importantes para minimizar gastos e potencializar a pronta recuperação funcional em menor tempo possível. Apesar dos inúmeros estudos sobre a fisioterapia nas ATJ, são escassas na literatura discussões mais consistentes sobre a contribuição da cadeia miofascial posterior na limitação da extensão do joelho após ATJ. Outro ponto incipiente nas investigações sobre fisioterapia na ATJ é o comportamento mioelétrico pós-intervenção miofascial. Portanto, a compreensão dos fenômenos inerentes à dor, ao ADM e à atividade elétrica na manobra miofascial pós-ATJ podem contribuir para a inserção de novas propostas no programa fisioterapêutico, principalmente, a manobra miofascial fundamentada pelo conceito de Trilhos Anatômicos (MYERS, 2010). No atual estado da arte, esse conceito encontra-se em ascensão entre fisioterapeutas especializados em terapias manuais. Entretanto, mesmo com a sua ampla utilização, não há relatos substanciais de fisioterapia baseada em evidências de sua aplicação na contratura em flexão pós ATJ.

## 5. OBJETIVOS E HIPÓTESES

### 5.1 OBJETIVO GERAL

Este estudo teve como objetivo avaliar o efeito agudo da manobra miofascial na cadeia posterior do membro inferior sobre a ADM, dor no joelho e a atividade eletromiográfica dos músculos reto e bíceps femoral nos momentos pré e pós-intervenção miofascial nos pacientes submetidos à ATJ.

### 5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- ✓ Analisar o comportamento da atividade mioelétrica dos músculos bíceps da coxa e reto femoral nas condições pré e pós manobra miofascial;
- ✓ Avaliar as possíveis alterações no ADM do joelho nas condições pré e pós manobra miofascial;
- ✓ Discutir a aplicabilidade da técnica de manobra miofascial na encurtamento e/ou contratura em flexão do joelho pós-ATJ;

### 5.3 HIPÓTESES

HO - A manipulação miofascial não modifica a atividade eletromiográfica dos músculos bíceps da coxa e reto da coxa, a dor e a ADM em pacientes com rigidez articular pós-ATJ.

H1 - A manipulação miofascial modifica a atividade eletromiográfica dos músculos bíceps da coxa e reto da coxa, a dor e a ADM em pacientes com rigidez articular pós-ATJ.

## 6. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste estudo experimental não controlado com uma amostra de conveniência, foram analisados 33 sujeitos submetidos à artroplastia total de joelho e encaminhados ao Serviço de Fisioterapia (SERFIS) da Unidade de Reabilitação (UREAB) do Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia Jammil Haddad (INTO), Rio de Janeiro, RJ.

A amostra foi constituída por indivíduos de ambos os sexos, submetidos à ATJ que apresentassem bloqueio de arco de movimento para extensão a partir de 5° no período pós-operatório e que estivessem aptos para iniciar o tratamento fisioterapêutico ambulatorial. Foram considerados como critérios de exclusão: comprometimento cognitivo, síndromes extrapiramidais, manipulação sob anestesia prévia, ou artroscopia, ou quadricepsplastia, ATJ de revisão, calcificação heterotópica, síndrome dolorosa complexa regional, sequelas de lesão do neurônio motor superior e inferior, trombose venosa profunda aguda, infecção aguda ou deiscência cicatricial, fratura periprotética, artropatia de Charcot ou artrite reumatoide.

O recrutamento dos sujeitos ocorreu no Centro de Atendimento Especializado (CAE) do Joelho, quando retornaram para a retirada dos fios de sutura cutânea ou para reavaliação pela equipe cirúrgica. Nesse momento, o paciente recebeu informações referentes à pesquisa e o procedimento experimental foi explicado. Para consentir sua participação no estudo, o paciente ou acompanhante assinou o termo de consentimento livre e esclarecido (apêndice A), após consentimento verbal do paciente. Uma cópia do documento com informações dos pesquisadores foi entregue. Em seguida, foram conduzidos às instalações da Unidade de Reabilitação, onde o tratamento experimental foi realizado, do contrário, uma data de retorno era agendada. O experimento foi realizado até 8 semanas após a cirurgia.

O recrutamento da amostra deu-se no período de setembro de 2014 a julho de 2015 em 539 pacientes submetidos à ATJ. A partir desse universo, foram selecionados 48 sujeitos que apresentavam contratura em flexão, de acordo com os critérios de elegibilidade. Após a triagem inicial foram excluídos 15 indivíduos em função dos seguintes aspectos: 6 por artrite reumatóide, 3 por cirurgias prévias, 2 por doença de Parkinson, 2 por hemiplegia, 2 por infecção aguda. Por fim, 33 pacientes foram incluídos no estudo.

O presente trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa do Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia Jammil Haddad (INTO) sob o nº 22731413.4.0000.5273, de acordo com a Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde.

## 6.1 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

A manobra miofascial está baseada na descrição proposta por Myers (2010), referente aos Trilhos Anatômicos. Apesar de, no seu conceito, denominar as cadeias fasciais de “linhas”, adotou-se a denominação “trilhos”, pois o termo foi considerado mais apropriado para esta descrição.

O sujeito foi colocado em decúbito ventral, com os membros superiores e inferiores estendidos e a cabeça em posição neutra. As fáscias mobilizadas foram as seguintes: glútea, crural, sural e plantar (fig. 4).

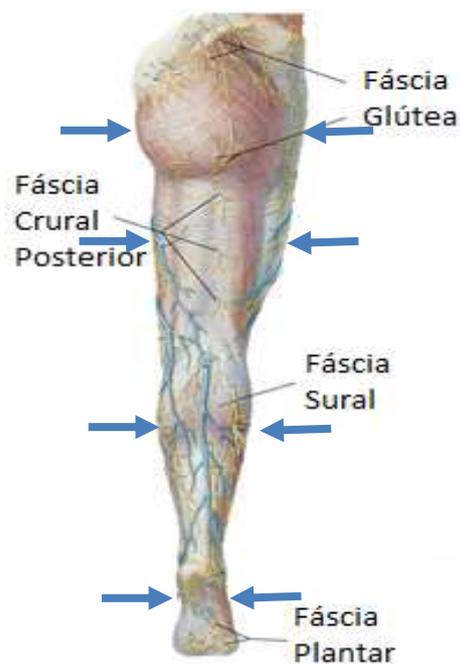


Fig.4 - Esquema fascial posterior do membro inferior. Setas indicam a direção das forças aplicadas durante a intervenção (Modificado de Netter, FH. Atlas de Anatomia Humana, 5ª. Edição, Elsevier Brasil, 2011).

A manobra tem sentido craniocaudal e respeita a disposição espacial do tecido fascial nas regiões de interesse. A manobra foi realizada diretamente sobre a pele do paciente. Para facilitar a compreensão, o procedimento foi dividido em 4 etapas.

1ª. Etapa (Fáscia Glútea): O pesquisador posicionou suas mãos, uma na borda superior e a outra na inferior do músculo glúteo máximo na direção do túber isquiático. Foi realizado um movimento inicial de aproximação com as pontas dos dedos, tracionando o músculo superiormente. Em seguida, movimentos rotacionais de medial para lateral foram executados, terminando no trato iliotibial (fig. 5).

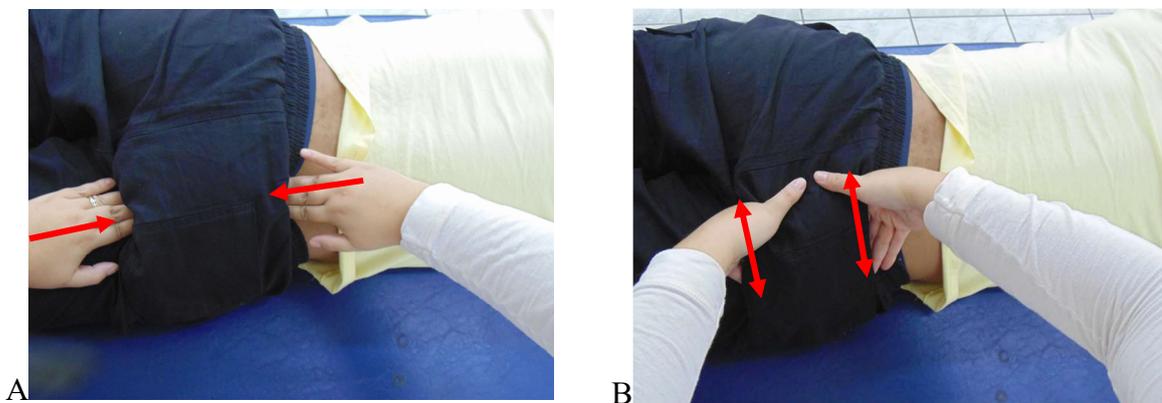


Fig. 5 – Liberação da fáscia glútea; A) palpção da musculatura glútea; B) tração e deslizamento dos glúteos.

2ª. Etapa (Fáscia Crural Posterior): O pesquisador, com as duas mãos, iniciou a manobra miofascial no túber isquiático, tracionando os músculos posteriores da coxa separadamente, por meio de deslizamentos látero-laterais até as inserções dos músculos isquiosurais (fig. 6).

3ª. Etapa (Fáscia Sural posterior) - O pesquisador com as duas mãos, uma em cada borda dos gastrocnêmios, após a tração superior da referida estrutura muscular, realizou deslizamentos de proximal para distal até a inserção do tendão do calcâneo (fig. 7).

4ª. Etapa (Fáscia plantar) - O pesquisador posicionou as mãos na interface entre a região central da planta e os músculos lateral e medial da camada superficial inferior do pé. Perpendicularmente à planta, o terapeuta inseriu os dedos no espaço fascial entre a aponeurose plantar e os músculos intrínsecos do hálux e do 5º dedo superficialmente. Em seguida, iniciou o deslizamento no sentido do calcâneo para os dedos (fig. 8).

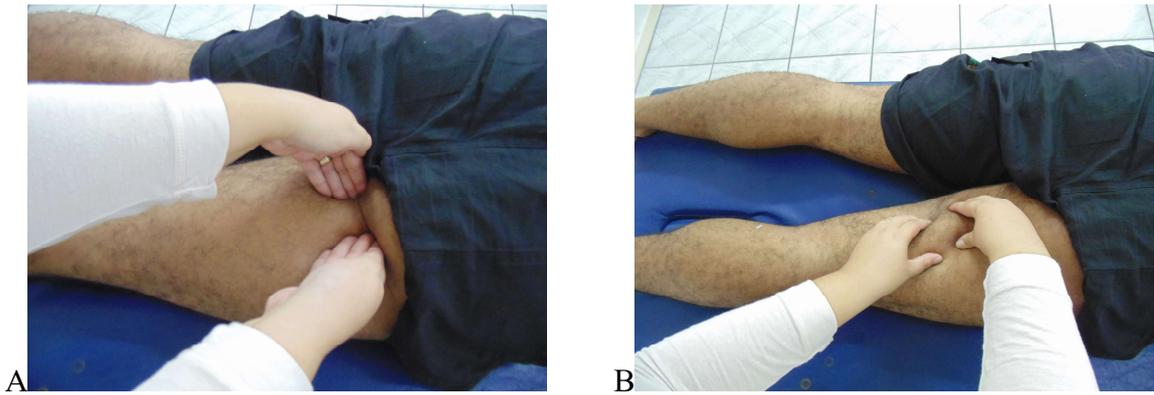


Fig. 6 – Liberação da fáscia crural posterior. A) Identificação da tuberosidade isquiática; B) Tração e deslizamento das estruturas miofasciais posteriores da coxa.

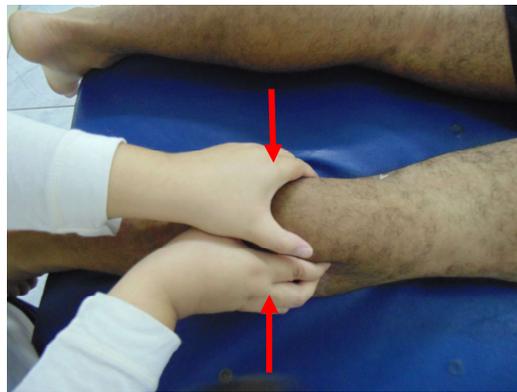


Fig. 7 – Liberação da fáscia sural posterior.



Fig. 8 – Liberação da fáscia plantar.

Após a conclusão da manobra, era solicitado ao paciente que permanecesse por 30 segundos na postura de pé, de forma a permitir a adaptação e a redistribuição de forças por toda a cadeia miofascial. No total, 3 minutos eram suficientes para a conclusão de todas as etapas da

manobra. Exceções incluíam pacientes que solicitavam interrupções durante a execução do tratamento experimental.

## 6.2 INSTRUMENTAL

### *Amplitude de movimento*

Para avaliação da amplitude do movimento de flexão e extensão da perna (ADM) na condição pré e pós-intervenção, foi utilizada a técnica de fotogrametria, realizada em uma sala com dimensão de 24 m<sup>2</sup>. Uma câmera digital Sony modelo DSC-W30, assim como o *software* Kinovea® versão 0.8.15, disponível gratuitamente em <http://www.kinovea.org/en/downloads/>, possibilitaram a quantificação dos dados referentes aos deslocamentos angulares em perfil do ADM de flexão-/extensão do joelho (DAMSTED *et al.*, 2015; PADULO *et al.*, 2015; BAUDE *et al.*, 2015). Posicionou-se um tripé 1,0 m de altura do solo e a uma distância de 1,5 m dos sujeitos. Para o delineamento do modelo, foram empregados marcadores passivos amarelos de 20mm, destacados por um fundo preto para maior contraste das fotos, fixados nos seguintes pontos anatômicos: trocânter maior do fêmur, epicôndilo lateral do fêmur, maléolo lateral. O posicionamento em decúbito ventral foi adotado para registro das imagens equivalentes à flexão e extensão ativas máximas do joelho e comparadas nos momentos pré e pós-intervenção. Uma faixa fixava o quadril, de forma a minimizar compensações. A amplitude de movimento inicial (ADM<sub>i</sub>) e final (ADM<sub>f</sub>), antes e após a manobra respectivamente, foram calculadas por meio da subtração do ângulo máximo em extensão do ângulo máximo em flexão em decúbito ventral (1) (fig. 9). Para análise do percentual de mudança da amplitude de movimento (APADM) (2) entre a ADM inicial e final foram utilizadas as seguintes fórmulas:

$$\text{ADM} = \text{ângulo máximo de extensão} - \text{ângulo máximo de flexão} \quad \dots(1)$$

$$\text{APADM} = [(\text{ADM}_f - \text{ADM}_i) / \text{ADM}_i] \times (100) \quad \dots(2)$$

Neste experimento, valores negativos indicam redução, enquanto que positivos, aumento do ADM.

### *Análise da Dor*

Para avaliação inicial da dor, utilizou-se a Escala Visual Analógica (EVA) que consiste de uma linha de 100 mm, com âncoras em ambas as extremidades. Em uma delas é marcada “nenhuma dor” e na outra extremidade é indicada “a pior dor possível”. Os pacientes indicaram a magnitude da dor no joelho operado antes (Di) e após, ou seja, ao final da intervenção (Df). Após o relato da dor pré e pós-intervenção, os dados absolutos da EVA foram inseridos na fórmula de análise do percentual de dor (APD) que consiste:

$$APD = [(Di-Df)/ Di] \times 100,$$

onde Di significa dor inicial e Df dor final. Assim, os valores discretos fornecidos pela EVA pré e pós-intervenção foram transformados em valores contínuos representados por percentagem. Nos resultados da APD, valores positivos determinavam redução da dor, e valores negativos, aumento da dor no momento pós-intervenção.

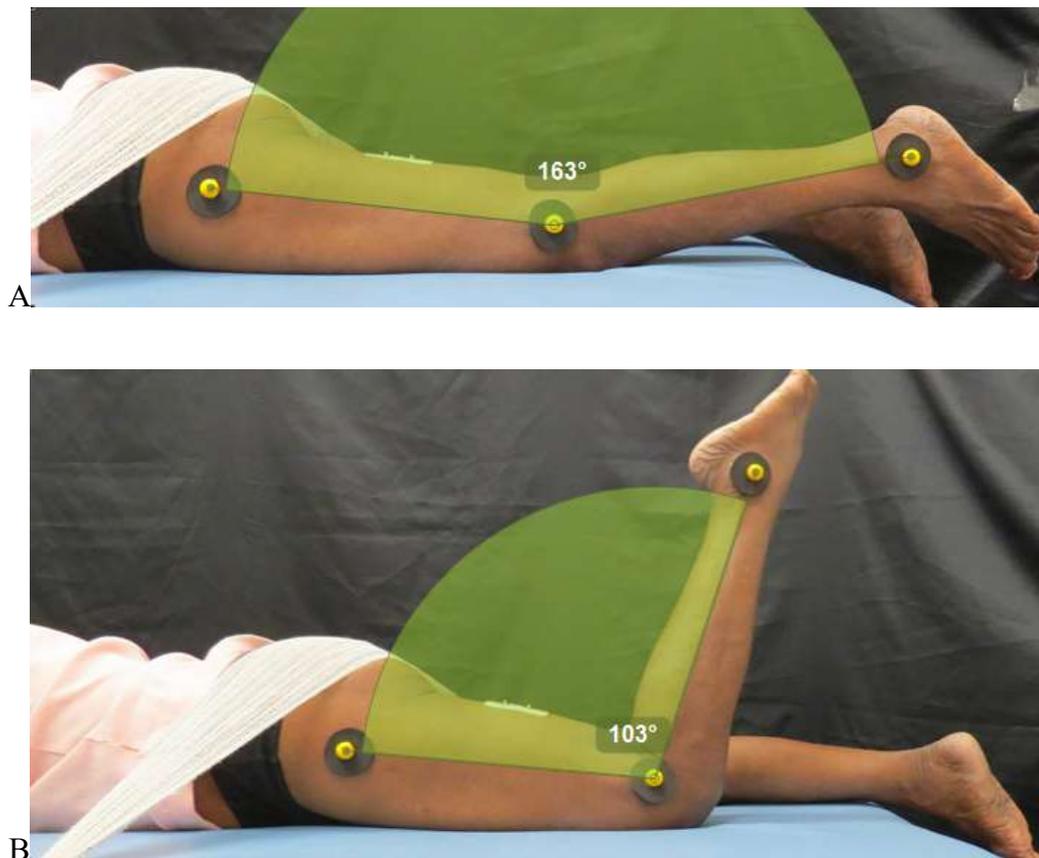


Fig. 9 – Postura adotada para mensuração do ângulo máximo em extensão (A) e flexão (B). No exemplo,

$$ADM = 163^\circ - 103^\circ = 60^\circ.$$

### *Análise eletromiográfica*

Para aquisição dos sinais de eletromiografia de superfície (EMGS), foi utilizado o aparelho EMG400C (*common-mode rejection ratio* >100 dB, EMG System<sup>®</sup> – Brasil) com eletrodos diferenciais pré-amplificados com entrada bipolar (ganho de 20 vezes), conectado a um conversor analógico digital USB NI-6229 16 bits (*National Instruments*<sup>®</sup>), ambos conectados a um computador para sincronização. Os eletrodos autoadesivos de disco Ag/AgCl (10mm de diâmetro) associado a gel condutor foram posicionados de acordo com o protocolo do projeto *Surface EMG for the Non-invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) e fixados nos músculos reto femoral, anteriormente, e bíceps femoral, posteriormente. Previamente, foi realizada tricotomia (quando necessária), limpeza da pele e remoção de células mortas com gaze embebida em álcool para minimizar a influência da impedância pele/eletrodo. A taxa de amostragem utilizada foi de 1,0 kHz por canal e o ganho do amplificador de 1000 vezes. Para gravar e processar os sinais nos domínios do tempo e da frequência, algoritmos foram escritos em linguagem SuiteMYO (*Phd<sup>2</sup>*<sup>®</sup>) versão 1.0 para Windows<sup>®</sup>. Para aquisição do sinal eletromiográfico, foi solicitada aos pacientes uma contração isométrica voluntária máxima dos músculos reto e bíceps femoral por 6 segundos, de forma independente, em três repetições consecutivas, com intervalos de 30 segundos para evitar fadiga. Os pacientes se encontravam na postura sentada e a perna foi fixada devidamente a 90° de flexão do joelho, de forma a não permitir movimento durante as contrações. Após remoção do nível médio, filtros Butterworth bidirecionais rejeita-banda de 4ª ordem (59 a 61 Hz) e passa-baixa de 2ª ordem (10 Hz) foram empregados no sinal. Em seguida, foi aplicado o envelope linear para retificar a onda completa e na inspeção visual foram extraídas as épocas de interesse. Por fim, o programa SuiteMYO gerou tabelas de tempo-frequência e os resultados expressos em RMS (*Root Mean Square*).

### *Variáveis de desfecho*

Para avaliação da resposta terapêutica foi considerada a alteração pré e pós-intervenção da amplitude de movimento, da dor e do sinal eletromiográfico dos músculos reto femoral e bíceps femoral homolateral à ATJ.

### *Variáveis controle*

Para identificação e análise de possíveis fatores de confundimento, foram coletadas as seguintes informações: idade, sexo, peso, altura, índice de massa corporal (IMC), acometimento do joelho contralateral, alinhamento pré-operatório do membro operado. Dados referentes ao procedimento cirúrgico também foram identificados como tipo de prótese, plataforma, acesso e cimentação, lado da cirurgia, substituição patelar. Todas as informações, com exceção do peso e da altura que foram coletadas no momento do experimento, estavam disponíveis em guias institucionais apropriadas.

## **6.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA**

A análise estatística foi realizada no programa SPSS 20 IBM. Os dados referentes às características da amostra e dados sociodemográficos e antropométricos foram apresentados por meio de estatística descritiva com os valores de tendência central e desvio-padrão. Os dados tabulados foram submetidos à prova de aderência ou teste de normalidade (Kolmogorov-Smirnov). Todos os dados apresentaram distribuição normal. Empregou-se, então, o teste T pareado de duas caudas para comparações das médias do valor RMS do sinal eletromiográfico dos músculos de interesse, do percentual de mudança do arco de movimento do joelho e da dor, pré e pós-intervenção. O nível de significância estatística adotado foi 95% de confiança ( $p \leq 0,05$ ).

## 7. REFERÊNCIAS

ALSHAMI, A.M. Knee osteoarthritis related pain: a narrative review of diagnosis and treatment. **International Journal of Health Sciences**, 8(1): 85-104, 2014.

BAUDE, M.; HUTIN, E.; GRACIES, J.M. A Bidimensional System of Facial Movement Analysis Conception and Reliability in Adults. **BioMed Research International**. doi: 10.1155/2015/812961, 2015.

BHANDARI, M.; SMITH, J.; MILLER, L.E.; BLOCK, J.E. Clinical and Economical Burden of Revision Knee Arthroplasty. **Clinical Medicine Insights: Arthritis and Musculoskeletal Disorders**, 5: 89-94, 2012.

BONUTTI, P.; MCGRATH, M.S.; ULRICH, S.D.; MCKENZIE, S.A.; SEYLER, T.M.; MONT, M.A. Static progressive stretch for the treatment of knee stiffness. **The Knee**, 15: 272–276, 2008.

BRASIL. Ministério da Saúde. Portaria N° 1.340, de 29 de junho de 2012. Define a estratégia de aumento do acesso aos Procedimentos Cirúrgicos Eletivos no âmbito do Sistema Único de Saúde (SUS) para os exercícios dos anos de 2012 e 2013. Disponível em: [http://bvsmms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/2012/prt1340\\_29\\_06\\_2012.html](http://bvsmms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/2012/prt1340_29_06_2012.html) Acesso em: 8 agosto 2015.

BRASIL. Ministério da Saúde. Portaria nº 1.357, de 5 de julho de 2013. Altera a Portaria nº 1.340/GM/MS, de 2012, que define a estratégia de aumento do acesso aos Procedimentos Cirúrgicos Eletivos no âmbito do Sistema Único de Saúde (SUS) para os exercícios dos anos de 2012 e 2013 e dá outras providências. Disponível em: [http://bvsmms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/2013/prt1357\\_05\\_07\\_2013.html](http://bvsmms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/2013/prt1357_05_07_2013.html) Acesso em: 8 agosto 2015.

CHENG, K.; DASHTI, H.; MCLEOD, G. Does flexion contracture continue to improve up to five years after total knee arthroplasty? **Journal of Orthopaedic Surgery**, 15(3):303-5, 2007.

CHRISTENSEN, C.P.; CRAWFORD, J.J.; OLIN, M.D.; VAIL, T.P. Revision of the stiff total knee arthroplasty. **Journal of Arthroplasty**, 17:409–15, 2012.

COBRA, H.; CAVANELLAS, N.T.; MOTTA FILHO, G.R.; MOZELLA, A.P. Causas de Falha de Artroplastia Total de Joelho. **Revista do INTO**, Rio de Janeiro, 7:4,11-18, 2009.

CORREA, C.S.; COSTA, R.; PINTO, R. Utilização de Diferentes Técnicas para o Controle do Posicionamento dos Eletrodos de Superfície na Coleta do Sinal Eletromiográfico. **Revista Acta Brasileira do Movimento Humano**, 2(2): 5-13, 2012.

CURTIN, B.; YAKKANTI, M.; MALKANI, A. Postoperative Pain and Contracture Following Total Knee Arthroplasty Comparing Parapatellar and Subvastus Approaches. **The Journal of Arthroplasty** , 29: 33–36, 2014.

DAVIDSON, B.; JUDD, D.L.; THOMAS, A.C.; MIZNER, R.L.; ECKHOFF, D.G.; STEVENS-LAPSLEY, J.E. Muscle activation and coactivation during five-time-sit-to-stand movement in patients undergoing total knee arthroplasty. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 23: 1485–1493, 2013.

DAMSTED, C.; NIELSEN, R.; LARSEN, L. Reliability Of Video-Based Quantification Of The Knee- And Hip Angle At Foot Strike During Running. **The International Journal of Sports Physical Therapy**, 10(2): 147-154, 2015.

DAY, J.; STECCO, C.; STECCO, A. Application of Fascial Manipulation technique in chronic shoulder pain — Anatomical basis and clinical implications. **Journal of Bodywork & Movement Therapies**, 13:128–135, 2009.

DEYLE, G.D.; ALLISON, S.C.; MATEKEL, R.L.; RYDER, M.G.; STANG, J.M.; GOHDES, D.D.; HUTTON, J.P.; HENDERSON, N.E.; GARBER, M.B. Physical therapy treatment effectiveness for osteoarthritis of the knee: a randomized comparison of supervised clinical exercise and manual therapy procedures versus a home exercise program. **Physical Therapy**, 85(12):1301-17, 2005.

ERCOLE, B.; ANTONIO, S.; DAY, J.A.; STECCO, C. How much time is required to modify a fascial fibrosis? **Journal of Bodywork & Movement Therapies**, 14: 318-325, 2010.

FAVRE, J.; ERHART-HLEDIK, J.; ANDRIACCHI, T. Age-related differences in sagittal-plane knee function at heel-strike of walking are increased in osteoarthritic patients. **Osteoarthritis and Cartilage**, 22(3):464-71, 2014.

FELSON, D. Osteoarthritis as a disease of mechanics. **Osteoarthritis and Cartilage**, 21: 10-15, 2013.

FORTI, F. **Análise do Sinal Eletromiográfico em Diferentes Posicionamentos, Tipos de Eletrodos, Ângulos Articulares e Intensidades de Contração**. Universidade Metodista de Piracicaba. Piracicaba, 2005.

FRANZ, J.; KRAM, R. How does age affect leg muscle activity/coactivity during uphill and downhill walking? **Gait Posture**, 37(3): 378–384, 2013.

FREEMAN, T.; PARVIZI, J.; DELA VALLE, C.J.; STEINBECK, M.J. Mast Cells and Hypoxia Drive Tissue Metaplasia and Heterotopic Ossification in Idiopathic Arthrofibrosis After Total Knee Arthroplasty. **Fibrogenesis & Tissue Repair**, 3:17, 2010.

GAJDOSIK, R. Effects of Static Stretching on the Maximal Length and Resistance to Passive Stretch of Short Hamstring Muscles. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, 14 (6): 250-5, 1991.

GONZALEZ DELLA VALLE, A.; LEALI, A.; HAAS, S. Etiology and surgical interventions for stiff total knee replacements. **HSS Journal**, 3:182–9, 2007.

HEALY, W.; DELLA VALLE, C.J.; IORIO, R.; BEREND, K.R.; CUSHNER, F.D.; DALURY, D.F.; LONNER, J.H. Complications of Total Knee Arthroplasty - Standardized List and Definitions of The Knee Society. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, 471:215–220, 2013.

HEGAZY, A.M.; ELSOUFY, M.A. Arthroscopic Arthrolysis for Arthrofibrosis of the Knee after Total Knee Replacement. **HSS Journal**, 7(2): 130–133, 2011.

HO, C.; SOLE, G.; MUNN, J. The effectiveness of manual therapy in the management of musculoskeletal disorders of the shoulder: A systematic review. **Manual Therapy**, 14: 463–474, 2009.

HUBLEY-KOZEY, C.; DELUZIO, K.; DUNBAR, M. Muscle co-activation patterns during walking in those with severe knee osteoarthritis. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, 23:71–80, 2008.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. **Projeção da população por sexo e idade - Indicadores implícitos na projeção - 2000/2060, 2013**. Disponível em: <[http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/projecao\\_da\\_populacao/2013/default.shtm](http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/projecao_da_populacao/2013/default.shtm)> mmaior que. Acesso em: 29 julho 2015.

JACOBS, C.; CHRISTENSEN, C. Factors influencing patient satisfaction two to five years after primary total knee arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, 29(6): 1189-1191, 2014.

JACOBSON, E. Structural Integration: Origins and Development. **The Journal of Alternative and Complementary Medicine**, 17(9): 775–780, 2011.

KELLGREN, J.; LAWRENCE, J. RADIOLOGICAL ASSESSMENT OF OSTEO-ARTHRITIS. **Annals of the Rheumatic Diseases**, 1957. 16: 494-502.

KHADEMI-KALANTARI, K.; MAHMOODI AGHDAM, S.; AKBARZADEH BAGHBAN, A.; REZAYI, M.; RAHIMI, A.; NAIMEE, S. Effects of non-surgical joint distraction in the treatment of severe knee osteoarthritis. **The Journal of Bodywork and Movement Therapies**, 18(4):533-9, 2014.

KIRKWOOD, R.; RESENDE, R.; MAGALHÃES, C.; GOMES, H.; MINGOTI, S.; SAMPAIO, S. Aplicação da análise de componentes principais na cinemática da marcha de idosas com gonartrose de joelho. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, 15:(1), 52-8, 2011.

KUMBA, M.; BONAR, J. Fascia: a morphological description and classification system based on a literature review. **The Journal of the Canadian Chiropractic Association**, 56(3): 179-191, 2012.

LASKIN, R.; BEKSAC, B. Stiffness After Total Knee Arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, Vol. 19, No. 4, Suppl. 1: pp 41-46, 2004.

LEWEK, M.; RUDOLPH, K.; SNYDER-MACKLER, L. Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. **OsteoArthritis and Cartilage**, 12: 745-751, 2004.

LUNGU, E.; DESMEULES, F.; DIONNE, C.; BELZILE, E.; VENDITTOLI, P. Prediction of poor outcomes six months following total knee arthroplasty in patients awaiting surgery. **BMC Musculoskeletal Disorders**, 15:299, 2014.

MARCHETTI, P.; DUARTE, M. **Instrumentação em eletromiografia**. Universidade de São Paulo. [S.l.]. 2006.

MCALINDON, T.E.; BANNURU, R.R.; SULLIVAN, M.C.; ARDEN, N.K.; BERENBAUM, F.; BIERMA-ZEINSTRAS, S.M.; HAWKER, G.A.; HENROTIN, Y.; HUNTER, D.J.; KAWAGUCHI, H.; KWOH, K.; LOHMANDER, S.; RANNOU, F.; ROOS, E.M.; UNDERWOOD, M. OARSI guidelines for the non-surgical management of knee osteoarthritis. **Osteoarthritis and Cartilage**, 22: 363-388, 2014.

MCGINNIS, K.; SNYDER-MACKLER, L.; FLOWERS, P.; ZENI, J. Dynamic joint stiffness and co-contraction in subjects after total knee arthroplasty. **Clinical Biomechanics**, 28: 205–210, 2013.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Portal do Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde do Brasil - DataSUS. Internações por Ano/mês de processamento segundo Procedimento. Procedimento: ARTROPLASTIA TOTAL PRIMARIA DO JOELHO, Jan/2014-Mai/2015. Disponível em: <http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?sih/cnv/qiuf.def> Acesso em: 8 agosto 2015.

MITSUYASU, H.; MATSUDA, S.; MIURA, H.; OKAZAKI, K.; FUKAGAWA, S.; IWAMOTO, Y. Flexion Contracture Persists If the Contracture is More Than 15° at 3 Months After Total Knee Arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, Vol. 26 No. 4: 639-643, 2011.

MIZNER, R.; PETERSON, S.C.; STEVENS, J.E.; VANDENBORNE, K.; SNYDER-MACKLER, L. Early quadriceps strength loss after total knee arthroplasty: the contributions of muscle atrophy and failure of voluntary muscle activation. **Journal of Bone and Joint Surgery – American Volume**, 87: 1047–1053, 2005.

MOSHER, T.; WALKER, E.A.; PETSCAVAGE-THOMAS, J.; GUERMAZI, A. Osteoarthritis year 2013 in review: imaging. **Osteoarthritis and Cartilage**, 21: 1425-1435, 2013.

MURPHY, M.T.; SKINNER, T.S.; CRESSWELL, A.G.; CRAWFORD, R.W.; JOURNEAUX, S.F.; RUSSELL, T.G. The Effect of Knee Flexion Contracture Following Total Knee Arthroplasty on the Energy Cost of Walking. **The Journal of Arthroplasty**, 29 (1): 85–89, 2014.

MYERS, T. **Trilhos Anatômicos - Meridianos Miofasciais para Terapeutas Manuais e do Movimento**. 1a. edição. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

NEOGI, T. The epidemiology and impact of pain in osteoarthritis. **Osteoarthritis and Cartilage**, 21: 1145-1153, 2013.

PADULO, J.; VANDO, S.; CHAMARI, K.; CHAOUACHI, A.; BAGNO, D.; PIZZOLATO, F. Validity of the MarkWiiR for kinematic analysis during walking and running gaits. **Biology of Sport**, 32 (1): 53-58, 2015.

PANNI, A.; CERCIELLO, S.; VASSO, M.; TARTARONE, M. Stiffness in Total Knee Arthroplasty. **Journal of Orthopaedics and Traumatology**, 10:111–118, 2009.

PFITZNER, T.; GEISLER, S.; DUDA, G.; PERKA, C.; MATZIOLISSET, G. Increased BMP expression in arthrofibrosis after TKA. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, 20: 1803–1808, 2012.

RITTER, M.; LUTGRING, J.D.; DAVIS, K.E.; BEREND, M.E.; PIERSON, J.L.; MENEGHINI, R.M. The Role of Flexion Contracture on Outcomes in Primary Total Knee Arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, 22(8):1092-1096, 2007.

RODRIGUES, A.A.; KARAM, F.C.; SCORSATTO, C.; MARTINS, C.; PIRES, L.A.S. Análise da reprodutibilidade da classificação de Kellgren e Lawrence para osteoartrose do joelho. **Revista da AMRIGS**, Porto Alegre, 56 (2): 107-110, 2012.

SCHLEIP, R. Fascial plasticity – a new neurobiological explanation: Part 1. **Journal of Bodywork & Movement Therapies**, 7(1): 11-19, 2003a.

SCHLEIP, R. Fascial plasticity – a new neurobiological explanation: Part 2. **Journal of Bodywork & Movement Therapies**, 7(2):104-116, 2003b.

SCHLEIP, R.; KLINGLER, W.; LEHMANN-HORN, F. Active fascial contractility: Fascia may be able to contract in a smooth muscle-like manner and thereby influence musculoskeletal dynamics. **Medical Hypotheses**, 65:273–277, 2005.

SCHLEIP, R.; MÜLLER, D. Training principles for fascial connective tissues: scientific foundation and suggested practical applications. **Journal of Bodywork & Movement Therapies**, XX: 1-13, 2012.

SCUDERI, G. The Stiff Total Knee Arthroplasty - Causality and Solution. **The Journal of Arthroplasty**, Vol. 20 No. 4 Suppl. 2: 23-26, 2005.

SENNA, E.; BARROS, A.; SILVA, E.; COSTA, I.; PEREIRA, L.; CICONELLI, R.; FERRAZ, M. Prevalence of rheumatic diseases in Brazil: A study using the COPCORD approach. **The Journal of Rheumatology**, 31 (3): 594-7, 2004.

SERRÃO, P.; GRAMANI-SAY, K.; LESSI, G.; MATTIELLO, S.M. Knee extensor torque of men with early degrees of osteoarthritis is associated with pain, stiffness and function. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, 16(4):289-94, 2012.

SILVA, N.; MONTANDON, A.; CABRAL, M. Doenças osteoarticulares degenerativas periféricas. **Einstein**, 6 (1): S21-S8, 2008.

STECCO, C.; DAY, J.A. The Fascial Manipulation Technique and Its Biomechanical Model: A Guide to the Human Fascial System. **International Journal of Therapeutic Massage and Bodywork**, 3(1):38-40, 2010.

STEVENS-LAPSLEY, J.; BADE, M.J.; SHULMAN, B.C.; KOHRT, W.M.; DAYTON, M.R. Minimally Invasive Total Knee Arthroplasty Improves Early Knee Strength But Not Functional Performance. **The Journal of Arthroplasty**, 27(10): 1812-1819, 2012.

STEVENS-LAPSLEY, J.; BALTER, J.; ECKHOFF, D. Quadriceps and Hamstrings Muscle Dysfunction after Total Knee Arthroplasty. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, 468: 2460–2468, 2010.

SU, E.; SU, S. The stiff total knee replacement: Evaluation and treatment. **Seminars in Arthroplasty**, 24: 142–148, 2013.

SURFACE ELECTROMYOGRAPHY FOR THE NON-INVASIVE ASSESSMENT OF MUSCLES PROJECT (SENIAM). Recommendations for sensor locations on individual muscles. [Internet] European Union. [citado em 2015 Ago 07]. Disponível em: [http://seniam.org/leg\\_location.htm](http://seniam.org/leg_location.htm).

TALJANOVIC, M.; JONES, M.; HUNTER, T.; BENJAMIN, J.; RUTH, J.; BROWN, A.; SHEPPARD, J. Joint Arthroplasties and Prostheses. **Radiographics**, 23:1295–1314, 2003.

TRUDEL, G.; UHTHOFF, H.; BROWN, M. Extent and Direction of Joint Motion Limitation After Prolonged Immobility: An Experimental Study in the Rat. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 80:1542-7, 1999.

TRUDEL, G.; UHTHOFF, H. Contractures Secondary to Immobility: Is the Restriction Articular or Muscular? An Experimental Longitudinal Study in the Rat Knee. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 81 (1): 6-13 , 2000.

VAHTRIK, D.; GAPEYEVA, H.; AIBAST, H.; ERELIN, J.; KUMS, T.; HAVIKO, T.; MÄRTSON, A.; SCHNEIDER, G.; PÄÄSUKE, M. Quadriceps femoris muscle function prior and after total knee arthroplasty in women with knee osteoarthritis. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, 20: 2017–2025, 2012.

VAN DER WAL, J. The Architecture of the Connective Tissue in the Musculoskeletal System—An Often Overlooked Functional Parameter as to Proprioception in the Locomotor Apparatus. **International Journal Of Therapeutic Massage And Bodywork**, 2(4): 9-23, 2009.

WALSH, M.; WOODHOUSE, L.J.; THOMAS, S.G.; FINCH, E. Physical impairments and functional limitations: a comparison of individuals 1 year after total knee arthroplasty with control subjects. **Physical Therapy**, 78: 248–258, 1998.

WILLIAMS, F.; KALSON, N.S.; FABIANE, S.M.; MANN, D.A.; DEEHAN, D.J. Joint Stiffness Is Heritable and Associated with Fibrotic Conditions and Joint Replacement. **PLoS One**, 10(7): e0133629, 2015.

YERCAN, H.; SUGUN, T.S.; BUSSIERE, C.; AIT SI SELMI, T.; DAVIES, A.; NEYRET, P. Stiffness after total knee arthroplasty: prevalence, management and outcomes. **The Knee**, 13: 111–7, 2006.

YOSHIDA, Y.; MIZNER, R.; SNYDER-MACKLER, L. Association between long-term quadriceps weakness and early walking muscle co-contraction after total knee arthroplasty. **The Knee**, 20: 426–431, 2013.

ZHANG, Y.; JORDAN, J.M. Epidemiology of Osteoarthritis. **Clinics in Geriatric Medicine**, 26(3): 355–369, 2010.

## 8. ORGANIZAÇÃO DE APRESENTAÇÃO DA DISSERTAÇÃO

A seguir, consta o manuscrito “**Immediate Effect of Miofascial Manouver on Stiffness, Pain and Biceps and Rectus Femoris Muscle Activity After Total Knee Replacement**” submetido ao *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics (JMPT)* *Qualis A2* - área 21 – Educação Física. As seções da dissertação “Resultados”, “Discussão” e “Conclusão” são nele descritas, juntamente às referências utilizadas na publicação. As referências bibliográficas citadas na introdução da dissertação estão descritas no item 7.

## 9. MANUSCRITO ORIGINAL

### **IMMEDIATE EFFECT OF MYOFASCIAL MANEUVER ON STIFFNESS, PAIN AND BICEPS AND RECTUS FEMORIS MUSCLE ACTIVITY AFTER TOTAL KNEE REPLACEMENT.**

**Danielle Cristine Carvalho Muniz e Silva<sup>1</sup>, Dângelo José de Andrade Alexandre<sup>2</sup>, Júlio Guilherme Silva<sup>3</sup>**

1 – Masters and Doctorate Rehabilitation Sciences Program – Augusto Motta University Center (UNISUAM), Rio de Janeiro-RJ, Brazil.

2 – Rehabilitation Area – National Institute of Traumatology and Orthopedy Jammil Haddad (INTO / Ministry of Health), Rio de Janeiro-RJ, Brazil.

3 – Masters and Doctorate Rehabilitation Sciences Program – Augusto Motta University Center (UNISUAM), Rio de Janeiro-RJ, Brazil; Physical Therapy Department – Federal University of Rio de Janeiro (UFRJ); Manual Therapies Research Group coordinator – GETEM/UFRJ.

**RUNNING HEAD: Myofascial Maneuver in Knee Replacement**

Correspondence:

Prof. Júlio Guilherme Silva, PT, PhD

Masters and Doctorate Rehabilitation Sciences Program – Augusto Motta University Center (UNISUAM)

Human Movement Analysis Laboratory

Praça das Nações, 34 – 3º. andar, Bonsucesso, Rio de Janeiro – RJ, Brazil.

CEP 21041-010 Phone +55 21 3882-9797 ext. 1012 E-mail: jglsilva@yahoo.com.br

## ABSTRACT

**Objectives:** Myofascial release has become popular these days among manual therapists, although it needs further study to determine its true collaboration on flexion contractures after total knee arthroplasty (TKA). The aim of this study was to analyze its immediate effect on range of motion (ROM), pain and electromyography of *rectus* and *biceps femoris* muscles of TKA patients with flexion contracture. **Methods:** This study has an A-B single subject experimental design, in which 33 subjects with knee flexion contracture had their *gluteal*, *crural*, *sural* and *plantar fasciae* released. Pre and post the intervention, active ROM were assessed through photogrammetry in ventral positioning, and pain by visual analogue scale. Surface electromyography captured *rectus* and *biceps femoris* muscles electric activity before and after intervention. **Results** An increase in electric activity of rectus and biceps femoris muscles was identified after treatment, although only the latter (pre RMS =  $0.087 \pm 0.066$  V; post RMS =  $0.097 \pm 0.085$  V) was statistically significant ( $p=0.037$ ). Mean gain of ROM was  $5.72^\circ \pm 6.27$ , correspondent to an 11.9% improvement ( $p=0.01$ ). Eight subjects had their pain decreased on 56.9% ( $p=0.04$ ). **Conclusion** The myofascial release increased muscle activity, reduced pain and improved ROM on TKA patients. However, more studies, especially longitudinal and randomized clinical trials, are necessary to fully elucidate the real mechanisms and physiological responses of myofascial release. To conclude, this Anatomy Trains based therapy is a useful resource to reduce stiffness after TKA.

**Key-words:** Fascia – Myofascial maneuver – knee replacement

## INTRODUCTION

Total knee arthroplasty (TKA) is one of the most frequent treatment for degenerative knee diseases, such as osteoarthritis<sup>1,2,3</sup>. Amongst surgical complications, stiffness, swelling and pain represent a challenge to rehabilitation therapists during functional recovery. Stiffness is one of the most common adversities faced after TKA that frustrates both health care professionals and patients<sup>4</sup>. The concept of stiffness is wide and reflects surgeons' and patients' expectations for TKA results, since, throughout the years, a greater mobility of the knee is anticipated after the surgery<sup>5,6,7</sup>. According to Ghani *et al.*<sup>8</sup>, stiffness of the knee has received different definitions, such as flexion smaller than 70°, with or without a combination of limited extension, for instance of 15°. In 2013, the Knee Society, an American orthopedic association, defined stiffness as a "limited range of motion (ROM) as reported by the patient and demonstrated in a physical examination with extension limited to 15° short of full extension or flexion < 90° (not applicable if preoperative arc of motion < 75°)"<sup>9</sup>.

The prevalence of stiffness after TKA varies between 1.3% to 15%, according to diagnostic criteria<sup>10</sup>. Usually, physical therapy interventions like stretching and walking reeducation present satisfactory results. If function remains compromised after aggressive therapy, other techniques may be explored in order to improve patient's ROM, such as dynamic stretching and serial casting<sup>8,11,12</sup>. In other cases, a new surgical procedure is necessary, including manipulation under anesthesia, arthroscopic release, or revision total knee arthroplasty<sup>9,12</sup>.

Several factors related not only to the surgical procedure, but also to patient's inherent characteristics, may influence the onset of flexion contracture<sup>4</sup>. Pain management, prosthetic kinematics, posterior osteophytes, malalignment, implant size and overstuffing contribute to extension limitation, as well as posterior cruciate ligament (PCL) shortening, limited pre-operative ROM<sup>13</sup> and quadriceps weakness<sup>14</sup>. Limited ROM, specially limited extension, implicates in functional restriction. Patients with a flexed knee overload quadriceps muscle and patellofemoral joint<sup>4</sup>, and develop fatigue, forcing patients to walk shorter distances. As a result, premature quadriceps weakness is installed<sup>15</sup>. Also, flexion contracture after TKA has been associated to an early degeneration of the contralateral knee<sup>16</sup>.

Myofascial interventions have been receiving attention among manual therapists as a useful tool to treat stiffness<sup>17,18,19,20,21</sup>. Over the last decades, several studies have discussed fascia's role and the consequences of myofascial interventions on connective tissue's

structure<sup>22,23</sup>. Also, the discussions over the effects of myofascial release have been enhanced by its contribution on pain reduction<sup>20,24</sup>, functional and ROM improvement<sup>19,25,26</sup>, on tissue resistance tone<sup>27</sup> and on cranial fascial techniques<sup>28</sup>. According to the tensegrity concept described by Myers<sup>17</sup>, it is possible to intervene in deep fascial structures through myofascial release maneuver. Despite the publication of rehabilitation studies focused on gain of movement and function after TKA, the current scientific literature still lacks consistent discussions about the posterior myofascial chain's contribution on flexion contractures of the knee after total replacement. Also, not enough studies approach the myoelectric activation after myofascial release maneuver. Therefore, a better understanding of myofascial release's effects on ROM, pain and electric muscle activity after TKA may contribute to the acceptance of new approaches in the physical therapy's program.

Based on this premise, the aim of this study is to assess the acute effect of a myofascial intervention performed on the inferior limb's superficial back line over ROM, pain and myoelectric activity of TKA patients.

## **METHOD**

This study has an A-B single subject experimental design, in which 33 subjects previously submitted to TKA participated. Patients were then forwarded to the Physical Therapy Services of the Rehabilitation Area of National Institute of Traumatology and Orthopedy Jammil Haddad (INTO / Ministry of Healthy), Rio de Janeiro, RJ, Brazil.

A convenience sample of individuals submitted to TKA of both genders was recruited. They presented a flexion contracture of at least 5° after surgery, authorized by the surgeon to initiate the rehabilitation process. Exclusion criteria were cognitive impairment, neurons motor injuries, extrapyramidal syndrome, previous surgical procedures on the knee, revision TKA, complex pain regional syndrome, acute infection or deep venous thrombosis, scar dehiscence, implant failure or periprosthetic fracture, rheumatoid disease and Charcot arthropathy.

Subjects were recruited after stitches removal and surgical staff evaluation at the specialized knee care center. Patients received information about the experimental procedure and signed a written consent form. The experimental treatment was executed until 8 weeks after

surgery. The recruitment occurred between September/2014 and July/2015 involving 539 TKA patients. From those, 48 had limited extension of the operated knee and, therefore, were screened for exclusion criteria. A total of 15 patients were excluded, 6 for rheumatoid arthritis, 3 for previous surgeries, 2 for Parkinson's disease, 2 for hemiplegia and 2 for acute infection of the knee. At the end, 33 patients were included in the study.

This study was submitted and approved by the research ethics committee of the Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia Jammil Haddad (INTO) under inscription number 22731413.4.3001.5235, accordingly to 466/12 resolution of Brazilian Health National Council.

## **Intervention**

The myofascial release maneuver was based on the description proposed by Myers<sup>17</sup> on the Anatomy Trains concept. Subject was positioned in prone, with the legs extended and feet off the edge of the treatment table. Arms were alongside the body and the head placed on a neutral position. The treated structures included gluteal, crural, sural and plantar fasciae. The maneuver was performed only once directly over patient's skin on the craniocaudal direction and respected the spatial disposition of fascial tissue of inferior limb. In order to facilitate comprehension, the procedure was divided into four steps.

**Step 1 (Gluteal Fascia):** The researcher's hands were positioned simultaneously on the superior and inferior portion of gluteus maximus muscle, fingers facing each other. To handle out the muscle, hands were drawn nearer towards each other and upwards. Then, maintaining tension, sliding movements were performed from side to side.

**Step 2 (Posterior Crural Fascia):** Posterior muscles of the thigh were tensioned out at the ischial tuberosity. Medial and lateral sections of the muscles were individually manipulated with side to side slidings throughout its extension. However, differently from the gluteal fascia, hands moved opposite directions; if one was pulling the muscle, the other was pushing it away.

**Step 3 (Posterior Sural Fascia):** Fingertips were positioned on both sides of gastrocnemius muscle. In order to input tension to the myofascial structure, hands were drawn towards each other and upwards. A sliding movement similar to step 2 were then performed from origin to insertion, including the calcaneal tendon.

Step 4 (Plantar Fascia): Initial contact of the hands occurred on the lateral and medial edges of the superficial layer of the plantar fascia. Fingers were perpendicularly introduced between plantar aponeurosis and the intrinsic muscles of the first and fifth toes. Then, fingers slid on a calcaneal-toes direction.

After the intervention, patients were asked to stand for 30 seconds, in order to allow adaptation and redistribution of tensions throughout the myofascial train. The application of the technique took no longer than 3 minutes.

## Measurement Instruments

### *ROM*

Photogrammetry was used to assess knee flexion and extension ROM before and after intervention. A Sony DSC-W50 digital camera with 6.0 megapixel resolution was placed in a 15 m<sup>2</sup> room at 0.85 m height above the ground and 1.5 m distant from the treatment table. The software Kinovea<sup>®</sup> version 0.8.15<sup>29,30,31</sup>, downloadable free at <http://www.kinovea.org/en/downloads/>, quantified the lateral view angular displacement of the intervened leg. Yellow passive markers of 20 mm highlighted by a black background for contrast were fixed at greater trochanter, femoral lateral epicondyle and lateral malleolus. Patients were in prone position for image registration of the maximum active flexion and extension movement pre and post intervention. The hips were immobilized in order to avoid postural compensations. Initial and final ROM (ROMi and ROMf, respectively), i.e., before and after intervention, were calculated subtracting the maximum extension angle from the maximum flexion angle in prone (1). In order to calculate the change percentage analysis of ROM (CPA-ROM), the following formula was applied (2):

$$(1) \text{ ROM} = \text{maximum extension angle} - \text{maximum flexion angle}$$

$$(2) \text{ CPA-ROM} = [(\text{ROMf} - \text{ROMi}) / \text{ROMi}] \times (100)$$

Negative values indicated reduction, whereas positive, increase in ROM.

### *Pain Analysis*

In order to assess pain, a visual analogue scale (VAS) identified by a 100 mm line with anchors on both ends was applied. One end was marked “no pain” and on the other “worst imaginable pain”. Patients were asked to indicate the magnitude of knee pain before (Pi) and after (Pf) intervention. Then, pain percentage analysis (PPA) was performed accordingly to the formula below.

$$PPA = [(Pi-Pf)/ Pi] \times 100,$$

This operation redefined discrete into continuous values expresses in percentage, facilitating interpretation and statistical analysis. Positive PPA values specified pain reduction and negative ones, pain increase after intervention.

### *Electromyography*

For data acquisition of surface electromyography, an EMG400C device (CMRR>100 dB, *EMG System*<sup>®</sup> – Brazil) with pre-amplified differential electrodes and bipolar input (20 times gain), connected to a USB NI-6229 16 bits analogue-to-digital converter (*National Instruments*<sup>®</sup>) were installed to a computer for synchronization. Self-adhesive Ag/AgCl electrodes (10mm diameter disc) associated to a conductor gel were positioned on patients’ skin accordingly to Surface EMG for the Non-invasive Assessment of Muscles (SENIAM)’s recommendations<sup>32</sup> for rectus and biceps femoris muscles. Skin preparation included trichotomy (if necessary) and cleaning with alcohol, in order to get a good electrode-skin contact. On each channel, a sampling rate of 1.0 kHz was defined. To record and analyze the signals in both time and frequency domains, algorithms were written in SuiteMYO (*Phd*<sup>2</sup><sup>®</sup>) version 1.0 platform for Windows<sup>®</sup>. Patients perform a series of three consecutive and independent maximal voluntary isometric contractions that lasted 6 seconds each. In favor of minimizing fatigue, an interval of 30 seconds of rest between the contractions was set. After patients were seated, the knee positioned in 90° of flexion and fixed in order to avoid movement during contractions. The raw EMG signal for each muscle component was rectified and filtered (4th order, bi-directional band-reject 59-61 Hz digital Butterworth filter and a 2nd order, bi-directional, low-pass 10 Hz cut-off frequency digital Butterworth filter) to create a linear envelope. The signals were then averaged and analyzed. Root mean square values were

calculated and expressed in volts.

### *Outcomes*

To address the therapeutic effect of the myofascial maneuver, the discrepancy between pre and post intervention values of ROM, pain and myoelectric activity of rectus and biceps femoris muscles were expressed in root mean square (RMS).

### *Control Variables*

The following control variables were collected: age, gender, osteoarthritis of the contralateral knee (according to Kellgren and Lawrence Scale), weight, height, body mass index, and previous deformity of the operated knee. Surgical information such as type of incision, implant, and fixation, patellar coverage (if executed), length of hospital stay, and surgery duration were also retrieved. When necessary, institutional records were consulted.

### **Statistical Analysis**

All analysis was performed with the use of the SPSS 20.0 IBM software. Anthropometric and sociodemographic data were described as central tendency statistics and standard deviation. Tabled data were submitted to an adherence test or normality test (Kolmogorov-Smirnov) that identified all variables as normally distributed. A two-tailed t-test compared mean values before and after intervention of RMS, CPA-ROM and PPA. Significance level was defined as 95% confidence interval ( $p \leq 0.05$ ).

## **RESULTS**

### *Sample Characteristics*

The sample presented a mean age of 68.2 years (7.85), with a 67% rate of women. Average body mass was 73.6Kg (12.27), and 1.55 m (0.97) height, with a body mass index of 30.27 (4.31), indicating that most patients were obese according to the classification of the World Health Organization.

Also, 60.6% of the subjects had contralateral knee osteoarthritis. Patient's waiting time for surgery were of 4.53 years (0.97), fact that highlights possible deterioration of the knee and its function. In addition, 39.4% of the patients had valgus deformity of the knee prior to surgery, whilst 42.4% had varus deformity. Six subjects (18.2%) presented no alterations of knee alignment.

The most common implant utilized was the posterior stabilized type (90.9%), with a rotatory platform (70%) and a knee medial parapatellar approach (94%). All implants were cemented and 8% did not receive a patellar component. Surgeries lasted 140 ( $\pm$ 19) minutes and length of hospital stay of 5.3 ( $\pm$ 1.72) days (table 1). The left knee was submitted to surgery in 51% of the cases.

Table 1 – Surgical data (n=33)

	Frequency (n)	Percentage (%)
<b>Implant Type</b>		
Cruciate Retaining	1	3
Posterior Stabilized	30	90.9
Semi-constricted	2	6.1
<b>Platform</b>		
Rotating	23	70
Fixed	10	30
<b>Approach</b>		
Sub-vastus	1	3
Parapatellar	31	94
Mid-vastus	1	3
<b>Patellar Implant</b>		
Yes	27	82
No	6	18
<b>Operated knee</b>		
Right	16	49
Left	17	51

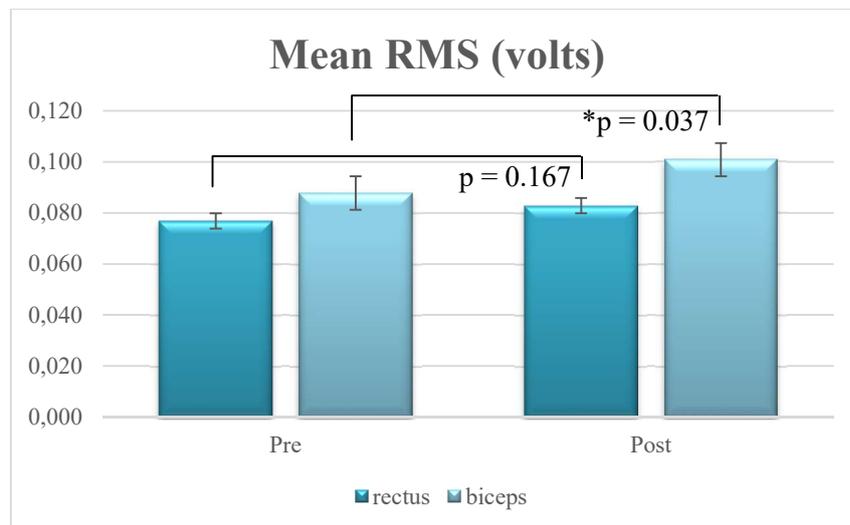
### *Myoelectric activity*

Results indicate an increase in biceps femoris muscle recruitment from 0.088 ( $\pm$ 0.067) V para 0.101 ( $\pm$ 0.085) V after the intervention ( $p=0.037$ ) (table 2). The rectus femoris muscle also demonstrated increased activation from 0.077 ( $\pm$ 0.053) V to 0.083 ( $\pm$ 0.055) V, however this difference was not statistically relevant ( $p=0.167$ ) (graphic 1).

Table 2 – Mean ROM and RMS values pre and post myofascial maneuver.

	Pre (mean / SD)	Post (mean / SD)	(CI 95%) min/max	P value
ROM	54.7° ( 17,56 )	60.4° ( 17,2 )	-0.39 / 5,39	<b>0.01*</b>
	Change Percentage Analysis (ROM) 11.9%			
EMG (RMS)	Rectus femoris 0.077 V (0.052)	Rectus femoris 0.083 V (0.055)	0,05 / 0,63	<b>0.167</b>
	Biceps Femoris 0.088V (0.066)	Biceps Femoris 0.101V (0.085)	0,0008 / 0,0025	

\*p<0,05 SD standard deviation CI - Confidence Interval (95%)



Graphic 01 – Average RMS values for rectus and biceps femoris muscles before and after miofascial intervention (volts).

### *Range of motion*

Data indicate an increase of 5.7° (6.3°) in flexion-extension ROM of the knee after myofascial release. That corresponds to a 11.9% improvement, from 54.7° to 60.4° (p=0.01) (table 2).

### *Pain*

Most of the subjects (n=22; 66,6%;) did not report pain before the experiment. A total of 8 participants had their pain decreased in 56.9% (table 3). The PPA of a single patient increased from 40 to 80% after the experiment. Moreover, two patients maintained the same PPA pre and post intervention.

Table 3 - Pain pre and post intervention.

	n	%	PPA
No pain	22	66.67	0
Decreased pain	8	24.24	56.9
Other*	3	9.09	
Total	33	100%	

\*2 patients presented no change in pain, whereas 1 reported that pain increased after treatment.

## **DISCUSSION**

The aim of this investigation was to assess the acute effect of a myofascial intervention performed on the posterior superficial train of patients with flexion contracture after TKA over ROM, pain and myoelectric activity. The results suggest that the myofascial intervention promotes an immediate increase on mobility. These findings are in consonance with many other investigations that describe the determinant collaboration of this approach on mobility gain and function in different musculoskeletal disorders<sup>19,20,33</sup>. Fascia's role on mobility has been

progressively unveiled and myofascial interventions pointed out as a substantial resource for manual therapists. Pratelli *et al.*<sup>19</sup> proposed fascial manipulation for carpal tunnel syndrome. A total of 42 patients with confirmed clinical and electromyoneurographic diagnose participated of the study and were divided into two groups: low intensity laser therapy and fascial manipulation. The outcomes were pain and a carpal tunnel syndrome functional questionnaire that, when analyzed, revealed an improvement in pain and function. Although approaches are different, but with a similar purpose, their results are similar to the present study that also found a decrease of pain after treatment. However, 24 subjects (73%) did not reported pain before receiving myofascial release; consequently, the results took into consideration the effect on 8 individuals (24%). Besides, one patient referred an increase of pain, which could be attributed to intolerance to prone positioning, sensibility to touch and stress level due to waiting for attendance.

According to sample characteristics, pre-operative capsular pattern of the knee is a subject that needs further discussion. Despite the prolonged dysfunction of the knee previous to surgery, represented here by TKA waiting list time (4.53 years), the investigated posterior train myofascial maneuver was capable to improve ROM. This may be attributed to tensegrity's aspects<sup>34,35,36,37</sup>. The release of superficial fascia is transferred to other connective tissue structures in order to establish balance between tensile and compressive forces, possibly reaching the posterior capsule of the knee. Stecco *et al.*<sup>38</sup> claim that movement dysfunction may be induced by modifications of connective tissue, which generate disarrangement of surrounding fascia's structure, compromising the sliding system between its layers<sup>27</sup>. Also, the results may be influenced by the correlation between fascia and nerve endings<sup>22,39,40</sup>. Since it is constituted of dense connective tissue and highly innervated by autonomic fibers, the reestablishment of the sliding system of fascia's layers may inhibit nociception<sup>38</sup>. The effect of myofascial release over the peripheral nervous system will possibly be the next key interest of future investigations involving pain and myofascial interventions.

The results also pointed out an increase in electric activation of biceps femoris muscle after myofascial release. A possible thixotropic effect over the extracellular matrix (ECM) of fascial tissue might be responsible for this variation. Nerve endings and blood vases are embedded to ECM and, therefore, are influenced by its viscoelasticity, altering the activation of fascia-related receptors<sup>41</sup>. Thus, the ECM of fascial interfaces between myotendinous structures, septa, superficial and deep fascia may undergo modifications after myofascial intervention. Stecco *et al.*<sup>42</sup> affirm that the epimysium, perimysium and fascial septa are

connected to muscle spindles through its capsule. Also state that a large number of those are directly inserted into the connective tissue, confirming the intimate relationship between fascia and muscle spindles. In order to contract in response to gamma activation, it requires an elastic and adaptable perimysium. If the epimysium is too dense, it could resist the shortening of the muscle spindle, preventing the co-activation of the fibers associated to it. The authors also conclude that this mechanism may cause pain and interfere with spindles' activations/deactivations, affecting movement coordination patterns. Therefore, by modifying ECM's viscoelasticity through a myofascial intervention, the muscle spindle's barriers are minimized, leading to an improvement of muscle contraction, as suggest this study's results.

Another aspect that elucidates the increase on muscle activity and the gain on mobility is hyaluronic acid (HA)<sup>43</sup>. This glycosaminoglycan is responsible for the maintaining osmotic balance of the connective tissue's ECM and reducing friction between fascial layers<sup>41</sup>. Special conditions, such as immobility, lead to an increase on HA concentration and, consequently, to the formation of complex chains of the polymer. This reduces the sliding system between fascial layers, increasing pain and limiting ROM. Tension forces generated by the myofascial intervention along connective tissue may affect HA chains, causing a thixotropic reaction on ECM. Therefore, this study's findings suggest that ROM gain and muscle activation increment might be related to the reduction of HA's viscoelasticity.

### *Limitations*

Due to difficulties inherent to patients and the institutional routines, it was not possible to include a control group on this study. Hence, the influence of movements learning cannot be ruled out of the results, since the second assessment took place shortly after the first. Also, this study happened on a brazilian federal hospital. The specific profile of patients that attend this institution may have underestimated the results. Patients often awaited a long time for surgery and developed other complaints and limited function in the process, according to the institutional records.

In this study, it was not possible to determine how long the effect of the fascial release endures, since only the acute effect of the myofascial maneuver was addressed. The functional aspects of the outcomes were not measured, therefore the consequences of pain relief and ROM

improvement on day to day life cannot be estimated. Also, psychosocial factors that might interfere on pain perception or collaborate to flexion contracture were not controlled.

The physiological effect of the myofascial intervention was not approached and resources that allow identification of the biochemical events after treatment were not applied. As such, it was not possible to identify other factors that could influence connective tissue's viscoelasticity, or collaborate to flexion contracture installation. The biochemical effects that allowed for patient improvement were not observed.

Myofascial entrapments located above the experimental zone were not approached. This may have underestimated the results. Since patients developed pain, atrophy and deformities awaiting for surgery, retentions throughout the myofascial chain distant from the lower limb could have possibly be installed. Also, most of the patients were moderately obese. The thick layer of fat beneath the skin associated with muscle atrophy represent a challenge to the application of the technique.

## **CONCLUSION**

The myofascial intervention proposed on this study improved pain and ROM and increased myoelectric activity of patients with flexion contracture of TKA patients. Positive results were obtained even on limitations defined as capsular, which suggest to Anatomy Trains based treatment could contribute to stiffness improvement on TKA patients. Besides, it could also represent an interesting tool to manual therapists, since it is comfortable to patients and has a fast and practical application.

Further studies, especially clinical trials or with a longitudinal design, are needed to better elucidate and outline the impact of Myers's<sup>17</sup> myofascial intervention on pain, ROM, function and muscle contraction. They also should considerate the integrity of myofascial chains, in order to control the repercussion of distant zones of the myofascial chain over the interested joint. Other resources such as elastography should be applied for identification of myofascial behavior after intervention.

## **Funding and conflict of interest**

The Augusto Motta University Center (UNISUAM) and the National Institute of Traumatology and Orthopedy Jammil Haddad (INTO / Ministry of Healthy) provided support for this study. There was no conflict of interest involved for this study.

## **REFERENCES**

1. Lungu E, Desmeules F, Dionne C, Belzile E, Vendittoli P. Prediction of poor outcomes six months following total knee arthroplasty in patients awaiting surgery. *BMC Musculoskeletal Disord.* 2014; 15, 299-309.
2. Collins J, Rome B, Daigle M, Lerner V, Katz J, Losina E. A comparison of patient-reported and measured range of motion in a cohort of total knee replacement patients. *J Arthroplasty.* 2014; 29 (7), 1378–82.
3. Schachea M, McClellanda J, Websterc K. Lower limb strength following total knee arthroplasty: A systematic review. *Knee.* 2014; 21 (1), 12–20.
4. Su E, Su S. The stiff total knee replacement: Evaluation and treatment. *Semin Arthroplasty.* 2013; 24, 142–8.
5. Gonzalez Della Valle A, Leali A, Haas S. Etiology and surgical interventions for stiff total knee replacements. *HSS J.* 2007; 3, 182–9.
6. Witvrouw E, Bellemans J, Victor J. Manipulation under anaesthesia versus low stretch device in poor range of motion after TKA range of motion after TKA. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013; 21, 2751–8.
7. Koh I, Chang C, Kang Y, Seong S, Kim T. Incidence, predictors, and effects of residual flexion contracture on clinical outcomes of total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2013; 28, 585–90.
8. Ghani H, Maffulli N, Khanduja V. Management of stiffness following total knee arthroplasty: a systematic review. *Knee.* 2012; 19, 751-9.

9. Healy W, Della Valle CJ, Iorio R, Berend KR, Cushner FD, Dalury DF, et al. Complications of total knee arthroplasty - standardized list and definitions of the knee society. *Clin Orthop Relat Res.* 2013; 471, 215–20.
10. Bonutti P, McGrath MS, Ulrich SD, McKenzie SA, Seyler TM, Mont MA. Static progressive stretch for the treatment of knee stiffness. *Knee.* 2008; 15, 272–6.
11. Yercan H, Sugun T, Bussiere C, Ait Si Selmi T, Davies A, Neyret P. Stiffness after total knee arthroplasty: prevalence, management and outcomes. *Knee.* 2006; 13, 111–7.
12. Scuderi G. The stiff total knee arthroplasty - causality and solution. *J Arthroplasty.* 2005; 20(2), 23-6.
13. Laskin R, Beksac B. Stiffness after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2004; 19(4), 41-6.
14. Favre J, Erhart-Hledik J, Andriacchi T. Age-related differences in sagittal-plane knee function at heel-strike of walking are increased in osteoarthritic patients. *Osteoarthritis Cartilage.* 2014; 22(3), 464-71.
15. Serrão P, Gramani-Say K, Lessi G, Mattiello SM. Knee extensor torque of men with early degrees of osteoarthritis is associated with pain, stiffness and function. *Rev Bras Fisioter.* 2012; 16(4), 289-94.
16. Felson D. Osteoarthritis as a disease of mechanics. *Osteoarthritis Cartilage.* 2013; 21, 10-5.
17. Myers T. *Anatomy Trains: Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapists.* 1st edition. Rio de Janeiro: Elsevier; 2010. Portuguese.
18. Ajimsha M, Al-Mudahka N, Al-Madzhar J. Effectiveness of myofascial release: systematic review of randomized controlled trials. *J Bodyw Mov Ther.* 2015; 19, 102-12.
19. Pratelli E, Pintucci M, Cultrera P, Baldini N, Stecco A, Petrocelli A, et al. Conservative treatment of carpal tunnel syndrome: comparison between laser therapy and fascial manipulation. *J Bodyw Mov Ther.* 2015; 19, 113-18.
20. Ćosić V, Day JD, Iogna P, Stecco A. Fascial Manipulation® method applied pubescent postural hyper kyphosis: a pilot study. *J Bodyw Mov Ther.* 2014; 18, 608-15.

21. Grieve R, Goodwin F, Alfaki M, Bourton Aj, Jeffries C, Scott H. The immediate effect of bilateral self myofascial release on the plantar surface of the feet on hamstring and lumbar spine flexibility: A pilot randomised controlled trial. *J Bodyw Mov Ther.* 2015; 19(3), 544-52.
22. Masi AT, Nair K, Evans T, Ghandour Y. Clinical, biomechanical, and physiological translational interpretations of human resting myofascial tone or tension. *Int J Ther Massage Bodywork.* 2010; 3(4), 16-28.
23. Ercole B, Antonio S, Julie Ann D, Stecco C. How much time is required to modify a fascial fibrosis? *J Bodyw Mov Ther.* 2010; 14, 318-25.
24. Guarda-Nardini L, Stecco A, Stecco C, Masiero S, Manfredini D. Myofascial pain of the jaw muscles: comparison of short-term effectiveness of botulinum toxin injections and fascial manipulation technique. *Cranio.* 2012; 30(2), 95-102.
25. Ajimsha MS, Binsu D, Chithra S. Effectiveness of myofascial release in the management of plantar heel pain: a randomized controlled trial. *Foot (Edinb).* 2014; 24(2), 66-71.
26. Picelli A, Ledro G, Turrina A, Stecco C, Santilli V, Smania N. Effects of myofascial technique in patients with subacute whiplash associated disorders: a pilot study. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2011; 47(4), 561-8.
27. Luomala T, Pihlman M, Heiskanen J, Stecco C. Case study: could ultrasound and elastography visualized densified areas inside the deep fascia? *J Bodyw Mov Ther.* 2014; 18(3), 462-8.
28. Miana L, Bastos VH, Machado S, Arias-Carrión O, Nardi AE, Almeida L, et al. Changes in alpha band activity associated with application of the compression of fourth ventricular (CV-4) osteopathic procedure: a qEEG pilot study. *J Bodyw Mov Ther.* 2013; 17(3), 291-6.
29. Damsted C, Nielsen RO, Larsen LH. Reliability of video-based quantification of the knee and hip angle at foot strike during running. *Int J Sports Phys Ther.* 2015; 10(2), 147-54.
30. Padulo J, Vando S, Chamari K, Chaouachi A, Bagnò D, Pizzolato F. Validity of the MarkWiiR for kinematic analysis during walking and running gaits. *Biol sport.* 2015; 32(1), 53-8.
31. Baude M, Hutin E, Gracies JM. A bidimensional system of facial movement analysis conception and reliability in adults. *Biomed Res Int.* 2015; Article ID 812961, 8 pages.

32. Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles Project (SENIAM). Recommendations for sensor locations on individual muscles. [Internet] European Union. [cited 2015 Ago 07]. Available from: [http://seniam.org/leg\\_location.htm](http://seniam.org/leg_location.htm).
33. Day J, Stecco C, Stecco A. Application of Fascial Manipulation technique in chronic shoulder pain — anatomical basis and clinical implications. *J Bodyw Mov Ther.* 2009; 13, 128–35.
34. Ingber D. Tensegrity and mechanotransduction. *J Bodyw Mov Ther.* 2008; 12(3), 198-200.
35. Ingber D, Wang N, Stamenović D. Tensegrity, cellular biophysics, and the mechanics of living systems. *Rep Prog Phys.* 2014; 77(4), 046603.
36. Swanson II R. Biotensegrity: a unifying theory of biological architecture with applications to osteopathic practice, education, and research—a review and analysis. *J Am Osteopath Assoc.* 2013; 113(1), 34-52.
37. Schleip R, Jäger H, Klingler W. What is ‘fascia’? A review of different nomenclatures. *J Bodyw Mov Ther.* 2012; 16, 496-502.
38. Stecco C, Macchi V, Porzionato A, Morra A, Parenti A, Stecco A, et al. The ankle retinacula: morphological evidence of the proprioceptive role of the fascial system. *Cells Tissues Organs.* 2010; 192(3), 200-10.
39. Gogola A, Saulicz E, Kuszewski M, Matyja M, Myśliwiec A. Development of low postural tone compensatory patterns - predicted dysfunction patterns in lower part of the body. *Dev Period Med.* 2014; 18(3), 386-93.
40. Masi AT. Might axial myofascial properties and biomechanical mechanisms be relevant to ankylosing spondylitis and axial spondyloarthritis? *Arthritis Res Ther.* 2014; 16(2),107, 4 pages.
41. Klingler W, Velders M, Hoppe K, Pedro M, Schleip R. Clinical relevance of fascial tissue and dysfunctions. *Curr Pain Headache Rep.* 2014; 18, 439.
42. Stecco A, Gesi M, Stecco C, Stern R. Fascial components of the myofascial pain syndrome. *Curr Pain Headache Rep.* 2013; 17, 352.

43. Matteini P, Dei L, Carretti E, Volpi N, Goti A, Pini R. Structural behavior of highly concentrated hyaluronan. *Biomacromolecules*. 2009; 10(6), 1516-22.

## 10. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este estudo verificou que a manobra miofascial da cadeia posterior promoveu um ganho de ADM, diminuiu a dor e aumentou a atividade mioelétrica do bíceps da coxa em pacientes com contratura em flexão após ATJ. A tensegridade da fáscia permite que, tanto estruturas miofasciais, quando articulares, como a cápsula do joelho, sejam abordadas simultaneamente, modificando o tecido conectivo de ambas. Assim, a melhora da complacência fascial gera uma cascata de eventos fisiológicos que resultam na melhora da contratilidade muscular, da dor e do movimento, participando desse mecanismo a descompressão das terminações nervosas livres e alterações no reflexo miotático.

Como não houve seguimento neste estudo, não foi possível determinar por quanto tempo perduram esses efeitos. Assim, sugerimos que estudos longitudinais e ensaios clínicos randomizados sejam realizados para verificar a eficácia a longo prazo da manobra miofascial, assim como inclusão de avaliações funcionais para melhor identificar como a conduta modifica o dia-a-dia do paciente. Pesquisas que levem em consideração as estações localizadas acima dos níveis estudados podem explicar melhor a continuidade entre cápsula do joelho e a LSP. Recursos como a elastografia, avaliação da rigidez por meio de ultrassom, devem ser empregados com esse objetivo.

Diante do exposto, acredita-se que a manobra miofascial pode atuar como coadjuvante da recuperação funcional pós-ATJ, para otimizar o ganho de ADM, facilitar o alívio do quadro algico e do fortalecimento muscular, visto que é relativamente rápida e mais confortável para o paciente.

## APÊNDICE A

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

(De acordo com as normas da Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 466 de 12/12/2012)

Você está sendo convidado para participar da pesquisa intitulada “**Efeito agudo da manobra miofascial no arco de movimento e no sinal eletromiográfico em pacientes submetidos a artroplastia total de joelho**”, parte do projeto intitulado “**Avaliação funcional de pacientes de pós-operatório de artroplastia de joelho submetidos ao suporte parcial de peso**”. Você foi selecionado por ter sido submetido à cirurgia de artroplastia total de joelho no INTO e sua participação não é obrigatória. A qualquer momento você pode desistir de participar e retirar seu consentimento. Sua recusa não trará nenhum prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com a instituição, e em nada influenciará seu tratamento.

O objetivo deste estudo é avaliar o efeito imediato de uma técnica manual chamada *manobra miofascial* no movimento do joelho e na dor nos pacientes que tem artroplastia de joelho, que é uma prótese que substitui as estruturas do joelho. O tratamento miofascial é na verdade uma massagem na parte de trás da perna, e pode gerar um pouco de desconforto pela pegada na sua perna, mas provocará uma sensação de alívio e leveza. A manobra é rápida, e você não terá que fazer nenhum esforço. Para avaliar a resposta do seu músculo antes e depois da massagem, você passará por uma avaliação chamada eletromiografia. Esse exame coloca pequenas placas na pele da coxa e perna do lado operado. Você irá contrair o músculo e o avaliador registrará sua função três vezes. Assim, vamos estudar qual é a resposta dos músculos, verificando como estão funcionando. Além disso, o movimento de esticar e dobrar o joelho será registrado por uma câmera digital. Você deitará de bruços e realizará os movimentos do joelho conforme solicitado pelo avaliador, enquanto as fotos são feitas. Verificaremos o quanto (em ângulo) você tem antes e depois da massagem.

Os riscos relacionados com sua participação são apenas possíveis desconfortos musculares (dolorimento). Os benefícios serão o ganho mais rápido do movimento do joelho e a redução da dor, além da contribuição com dados que podem ajudar os pesquisadores a planejar melhor o tratamento ortopédico de pacientes com a mesma lesão que você, e até mesmo seu próprio tratamento.

As informações obtidas através dessa pesquisa serão confidenciais e asseguramos o sigilo sobre sua participação. Em hipótese alguma, seu nome aparecerá em qualquer publicação deste estudo.

Você receberá uma via deste Termo, no qual constará o telefone e o endereço do pesquisador principal. Você pode tirar suas dúvidas sobre o projeto e sua participação agora ou a qualquer momento.

Rio de Janeiro, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 201\_\_

**Pesquisador responsável:** Danielle Cristine Carvalho Muniz e Silva

---

Assinatura do pesquisador responsável

**Contato com o pesquisador responsável:**

Endereço: Avenida Brasil nº 500, ambulatório de Fisioterapia – São Cristóvão – Rio de Janeiro – RJ – CEP: 20940-070

Telefone: (21) 2134-5133

e-mail: [danielle.rj@gmail.com](mailto:danielle.rj@gmail.com)

**Em caso de dúvida quanto à condução ética do estudo, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa do INTO.**

Endereço: Avenida Brasil nº 500, 9º andar – sala nº 4 – São Cristóvão – Rio de Janeiro – RJ – CEP: 20940-070

Telefone: 21 2134-5000

e-mail: [cep.into@into.saude.gov.br](mailto:cep.into@into.saude.gov.br)

Declaro que entendi os objetivos e condições de minha participação na pesquisa e concordo em participar.

---

Assinatura do participante da pesquisa

## APÊNDICE B

**Projeto de Mestrado****EFEITO AGUDO DA MANOBRA MIOFASCIAL NO ARCO DE MOVIMENTO E NO SINAL ELETROMIOGRÁFICO EM PACIENTES SUBMETIDOS À ARTROPLASTIA TOTAL DE JOELHO****Instrumento de Recrutamento e Mensuração**

Paciente: \_\_\_\_\_ Prontuário: \_\_\_\_\_

Data de Nascimento: \_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_ Sexo: ( ) Fem. ( ) Masc.

Telefone: \_\_\_\_\_ Bairro: \_\_\_\_\_

Município: \_\_\_\_\_ Profissão: \_\_\_\_\_

Data de preenchimento: \_\_\_\_\_

**COLETA DE DADOS****Informações adicionais do paciente:**

- 1) Peso: \_\_\_\_\_ Kg
- 2) Altura: \_\_\_\_\_ cm
- 3) Portador de:  
( ) Diabetes ( ) HAS ( ) Outro: \_\_\_\_\_
- 4) Gonartrose contralateral? ( ) Sim ( ) Não
- 5) Joelho operado ( ) Direito ( ) Esquerdo
- 6) Alinhamento pré-op (relato prontuário)  
( ) varo ( ) valgo ( ) neutro
- 7) ADM pré-op: \_\_\_\_\_ graus Data: \_\_\_\_\_
- 8) Data da emissão da AIH: \_\_\_\_\_
- 9) Perimetria da coxa:

Membro Inferior	(cm)
Porção Proximal (prega glútea)	
Porção medial (50% da distância entre proximal e distal)	
Porção distal (3 cm acima da borda)	

superior da patela)	
Circunferência do joelho	
Circunferência panturrilha	

10) Informações referentes à cirurgia:

Data da cirurgia	_____
	Início: _____ Fim: _____
Tipo de Prótese	<input type="checkbox"/> CR <input type="checkbox"/> PS <input type="checkbox"/> TC3 <input type="checkbox"/> Hinged
Plataforma	<input type="checkbox"/> Fixa <input type="checkbox"/> Rotatória
Tipo de Fixação	<input type="checkbox"/> cimentada <input type="checkbox"/> não-cimentada <input type="checkbox"/> híbrida
Tipo de acesso	<input type="checkbox"/> parapatelar <input type="checkbox"/> sub-vasto <input type="checkbox"/> _____
Substituição patelar	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não
Preservação LCP*	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não
Tipo de anestesia	<input type="checkbox"/> raqui com bloqueio <input type="checkbox"/> _____
Isquemia	<input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não
	Início: _____ Fim: _____
Tempo de internação	a

\* Ligamento Cruzado Posterior

11) Avaliação da Dor

Antes da manobra: \_\_\_\_\_

Após a manobra: \_\_\_\_\_



nenhuma dor

a pior dor possível

APÊNDICE C

Paciente	Genero	Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (m)	IMC	Gonartrose Contralateral	Alinhamento pré-op	Espera para cirurgia (anos)	Tempo de Internação (dias)	Tempo de cirurgia (min)	Lado operado	Tipo de prótese	Plataforma	Tipo de Acesso	Substituição do patelar	Dor		ADM		EMG					
																Dor Pré manobra	Dor Pós manobra	Análise percentu ADM (graus)	Análise percentual ADM de mudança (%)	Pré (V)	Pós (V)	Pré (V)	Pós (V)		
																Sim	Sim	(graus)	(%)						
1	Feminino	58	70,9	1,600	27,70	Não	Valgo	5,31	8	115	Direito	Posterior Stabilized	Fixa	Parapatear	Sim	6	0	100	65	32,65	0,067	0,083	0,063	0,063	
2	Masculino	69	90,7	1,620	34,56	Não	Varo	5,04	4	122	Esquerdo	Posterior Stabilized	Rotatória	Parapatear	Sim	4	2	50	32	26	-18,75	0,146	0,133	0,109	0,117
3	Feminino	77	82,5	1,535	35,01	Sim	Neutro	5,35	7	135	Esquerdo	Posterior Stabilized	Rotatória	Parapatear	Sim	0	0	73	73	30	0,00	0,048	0,053	0,045	0,063
4	Masculino	63	88,0	1,640	32,72	Sim	Varo	5,56	6	125	Esquerdo	Posterior Stabilized	Rotatória	Parapatear	Sim	0	0	43	50	16,28	0,034	0,042	0,107	0,131	
5	Masculino	74	68,6	1,760	22,15	Sim	Valgo	4,90	4	169	Esquerdo	Posterior Stabilized	Rotatória	Parapatear	Sim	0	0	56	57	1,79	0,067	0,066	0,037	0,051	
6	Feminino	79	66,3	1,490	29,86	Sim	Varo	5,13	5	145	Direito	Posterior Stabilized	Rotatória	Parapatear	Não	0	0	50	62	3,33	0,077	0,081	0,030	0,033	
7	Feminino	79	66,3	1,490	29,86	Sim	Varo	5,13	5	145	Direito	Posterior Stabilized	Rotatória	Parapatear	Não	0	0	60	62	24,00	0,075	0,078	0,030	0,034	
8	Feminino	72	75,2	1,490	33,87	Sim	Valgo	4,72	6	150	Esquerdo	Semi-constricted	Fixa	Parapatear	Não	0	0	89	95	6,74	0,055	0,041	0,052	0,039	
9	Feminino	62	76,8	1,630	28,91	Sim	Valgo	5,08	9	135	Direito	Posterior Stabilized	Rotatória	Parapatear	Sim	4	8	-100	26	33	26,92	0,060	0,053	0,039	0,029
10	Masculino	68	82,9	1,590	32,79	Sim	Varo	4,91	5	153	Esquerdo	Posterior Stabilized	Rotatória	Parapatear	Sim	0	0	63	75	19,05	0,007	0,091	0,013	0,093	
11	Feminino	59	71,7	1,480	32,73	Sim	Neutro	3,30	4	148	Esquerdo	Posterior Stabilized	Rotatória	Parapatear	Sim	0	0	49	68	38,78	0,034	0,027	0,052	0,047	
12	Feminino	79	84,5	1,635	31,61	Sim	Valgo	5,24	4	145	Esquerdo	Cruciate retaining	Rotatória	Sub-vaso	Sim	4	4	0	85	80	-5,88	0,100	0,101	0,064	0,070
13	Masculino	62	82,5	1,630	31,05	Não	Varo	1,20	5	130	Direito	Posterior Stabilized	Rotatória	Parapatear	Sim	0	0	46	64	39,13	0,114	0,102	0,265	0,280	
14	Feminino	68	74,2	1,535	31,49	Não	Varo	0,97	4	132	Esquerdo	Posterior Stabilized	Rotatória	Parapatear	Não	0	0	59	63	6,78	0,022	0,038	0,045	0,055	
15	Feminino	77	62,6	1,450	29,77	Sim	Valgo	4,47	7	110	Direito	Posterior Stabilized	Fixa	Parapatear	Sim	2	1	50	84	86	2,38	0,044	0,053	0,074	0,058
16	Feminino	65	65,6	1,565	26,78	Não	Neutro	1,38	5	110	Direito	Posterior Stabilized	Rotatória	Parapatear	Sim	4	2	50	52	66	26,92	0,044	0,062	0,108	0,097
17	Masculino	76	62,7	1,560	25,76	Sim	Varo	4,58	4	125	Direito	Posterior Stabilized	Fixa	Parapatear	Sim	0	0	68	63	-7,35	0,086	0,086	0,112	0,132	
18	Masculino	74	99,2	1,590	39,24	Sim	Varo	5,09	3	170	Direito	Posterior Stabilized	Rotatória	Parapatear	Sim	0	0	52	58	11,54	0,072	0,086	0,086	0,072	
19	Feminino	80	65,5	1,545	27,44	Não	Valgo	4,71	4	103	Direito	Posterior Stabilized	Rotatória	Parapatear	Sim	0	0	65	71	9,23	0,045	0,040	0,050	0,045	
20	Feminino	69	97,6	1,570	39,60	Não	Neutro	4,60	6	114	Esquerdo	Posterior Stabilized	Fixa	Parapatear	Sim	0	0	74	75	1,35	0,104	0,078	0,031	0,048	
21	Feminino	62	80,4	1,575	32,41	Não	Valgo	4,67	4	143	Esquerdo	Posterior Stabilized	Fixa	Parapatear	Sim	0	0	29	32	10,34	0,055	0,076	0,028	0,026	
22	Feminino	58	64,5	1,540	27,20	Sim	Valgo	4,43	8	130	Direito	Posterior Stabilized	Rotatória	Parapatear	Sim	0	0	37	46	24,32	0,032	0,057	0,076	0,151	
23	Feminino	73	40,5	1,320	23,24	Sim	Varo	6,25	5	116	Esquerdo	Posterior Stabilized	Fixa	Parapatear	Não	0	0	60	62	3,33	0,132	0,107	0,115	0,107	
24	Masculino	75	96,7	1,690	33,86	Não	Valgo	4,85	9	138	Esquerdo	Posterior Stabilized	Rotatória	Parapatear	Sim	0	0	39	39	0,00	0,026	0,023	0,027	0,033	
25	Feminino	53	63,1	1,540	26,61	Sim	Valgo	4,70	4	160	Esquerdo	Semi-constricted	Fixa	Parapatear	Sim	6	3	50	29	35	20,69	0,090	0,105	0,129	0,112
26	Feminino	65	64,4	1,435	31,27	Não	Varo	4,59	4	116	Esquerdo	Posterior Stabilized	Rotatória	Parapatear	Sim	0	0	44	48	9,0909091	0,021	0,022	0,116	0,145	
27	Feminino	79	68,1	1,390	35,25	Sim	Varo	4,76	42	135	Direito	Posterior Stabilized	Rotatória	Parapatear	Sim	0	0	57	72	26,315789	0,066	0,055	0,072	0,037	
28	Masculino	57	65,3	1,710	22,33	Não	Varo	4,64	6	138	Esquerdo	Posterior Stabilized	Rotatória	Parapatear	Sim	0	0	79	85	7,5949367	0,228	0,280	0,313	0,440	
29	Masculino	62	76,4	1,700	26,44	Sim	Valgo	4,68	15	135	Direito	Posterior Stabilized	Fixa	Parapatear	Sim	0	0	56	60	7,1428571	0,210	0,168	0,218	0,187	
30	Feminino	71	70,2	1,440	33,85	Sim	Neutro	5,45	4	100	Esquerdo	Posterior Stabilized	Fixa	Parapatear	Sim	10	5	50	53	5,6603774	0,056	0,063	0,121	0,114	
31	Feminino	62	62,9	1,500	27,96	Sim	Neutro	4,66	4	135	Direito	Posterior Stabilized	Rotatória	Mid-vaso	Sim	6	3	50	28	34	21,428571	0,118	0,123	0,051	0,088
32	Masculino	58	73,2	1,700	25,33	Não	Varo	4,59	6	140	Direito	Posterior Stabilized	Rotatória	Parapatear	Sim	2	2	0	56	57	1,7857143	0,177	0,228	0,135	0,246
33	Feminino	66	69,3	1,510	30,39	Não	Valgo	4,80	4	95	Direito	Posterior Stabilized	Rotatória	Parapatear	Não	9	4	55,5556	63	76	20,634921	0,027	0,029	0,086	0,113

## ANEXO A

Submissão do artigo ao periódico Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics

11/05/2016

Gmail - Fwd: Submission JMPT\_2016\_31 received by Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics



Danielle Muniz &lt;danielle.rj@gmail.com&gt;

## Fwd: Submission JMPT\_2016\_31 received by Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics

2 mensagens

Julio Guilherme <jgsilva@hucff.ufrj.br>  
Para: Danielle Muniz <danielle.rj@gmail.com>

10 de maio de 2016 00:26

Dani,

Bom dia !

Segue a submissão do artigo  
Em anexo a versão final.  
Vamos torcer

Bj  
Julio

----- Forwarded message -----

From: **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics** <Evisesupport@elsevier.com>  
Date: 2016-05-10 0:21 GMT-03:00  
Subject: Submission JMPT\_2016\_31 received by Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics  
To: [jgsilva@hucff.ufrj.br](mailto:jgsilva@hucff.ufrj.br)

*This message was sent automatically. Please do not reply.*

Ref: JMPT\_2016\_31  
Title: IMMEDIATE EFFECT OF MYOFASCIAL MANEUVER ON STIFFNESS, PAIN AND BICEPS AND RECTUS FEMORIS MUSCLE ACTIVITY AFTER TOTAL KNEE REPLACEMENT  
Journal: Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics

Dear Prof. Silva,

Thank you for submitting your manuscript for consideration for publication in Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics. Your submission was received in good order.

To track the status of your manuscript, please log into EVISE® at: [http://www.evise.com/evise/faces/pages/navigation/NavController.jspx?JRNL\\_ACR=JMPT](http://www.evise.com/evise/faces/pages/navigation/NavController.jspx?JRNL_ACR=JMPT) and locate your submission under the header 'My Submissions with Journal' on your 'My Author Tasks' view.

Thank you for submitting your work to this journal.

Kind regards,

Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics

### Have questions or need assistance?

For further assistance, please visit our [Customer Support](#) site. Here you can search for solutions on a range of topics, find answers to frequently asked questions, and learn more about EVISE® via interactive tutorials. You can also talk 24/5 to our customer support team by phone and 24/7 by live chat and email.

Copyright © 2016 Elsevier B.V. | [Privacy Policy](#)

Elsevier B.V., Radarweg 29, 1043 NX Amsterdam, The Netherlands, Reg. No. 33156677.

-

Prof. Julio Guilherme Silva

11/05/2016

Gmail - Fwd: Submission JMPT\_2016\_31 received by Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics

Universidade Federal do Rio de Janeiro  
Prof. Adjunto - Curso de Fisioterapia  
CV Lattes <http://lattes.cnpq.br/3335633004443074>



**IMMEDIATE\_EFFECT\_MYOFASCIAL\_MANEUVER\_may9\_2016 .docx**  
135K

---

**Danielle Muniz** <danielle.rj@gmail.com>  
Para: Julio Guilherme <jgsilva@hucff.ufrj.br>

10 de maio de 2016 07:48

Recebido!  
Bjks

[Texto das mensagens anteriores oculto]

## ANEXO B

INSTITUTO NACIONAL DE  
TRAUMATO - ORTOPEDIA /  
INTO / SAS/ MS



**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** AVALIAÇÃO FUNCIONAL DE PACIENTES DE PÓS-CIRÚRGICO DE ARTROPLASTIA DE JOELHO SUBMETIDOS AO SUPORTE PARCIAL DE PESO

**Pesquisador:** Dângelo Alexandre

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 22731413.4.0000.5273

**Instituição Proponente:** Instituto Nacional de Traumatismo - Ortopedia / INTO / SAS/ MS - RJ

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 804.231

**Data da Relatoria:** 24/09/2014

**Apresentação do Projeto:**

De acordo com o modelo adotado pela instituição proponente.

**Objetivo da Pesquisa:**

Claros e precisos.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Estão descritos no corpo do projeto e no TCLE.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Muito interessante na medida em que tem por objetivo propor um protocolo que agiliza a recuperação pós-cirúrgica dos pacientes submetidos a ATJ.

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

Foram todos apresentados.

**Recomendações:**

Que os resultados sejam publicados e divulgados para todo o corpo clínico da instituição onde a pesquisa será realizada.

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

O pesquisador atendeu às solicitações e pendências anteriores.

**Endereço:** Avenida Brasil, nº 500

**Bairro:** São Cristóvão

**CEP:** 20.940-070

**UF:** RJ

**Município:** RIO DE JANEIRO

**Telefone:** (21)2134-5000

**Fax:** (21)2134-5228

**E-mail:** cep.into@into.saude.gov.br

INSTITUTO NACIONAL DE  
TRAUMATO - ORTOPEDIA /  
INTO / SAS/ MS



Continuação do Parecer: 804.231

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

RIO DE JANEIRO, 24 de Setembro de 2014

---

**Assinado por:**  
**Marisa Peter Silva**  
**(Coordenador)**

**Endereço:** Avenida Brasil, n° 500  
**Bairro:** São Cristóvão **CEP:** 20.940-070  
**UF:** RJ **Município:** RIO DE JANEIRO  
**Telefone:** (21)2134-5000 **Fax:** (21)2134-5228 **E-mail:** cep.into@into.saude.gov.br