

HÉSOJY GLEY PEREIRA VITAL DA SILVA

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DA MARCHA DE
INDIVÍDUOS COM OSTEOARTRITE DO
COMPARTIMENTO MEDIAL DO JOELHO**

CAMPINAS

Unicamp

2011

HÉSOJY GLEY PEREIRA VITAL DA SILVA

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DA MARCHA DE
INDIVÍDUOS COM OSTEOARTRITE DO
COMPARTIMENTO MEDIAL DO JOELHO**

Dissertação de Mestrado apresentada à Pós-Graduação da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do título de Mestre em Ciências da Cirurgia, área de concentração em Fisiopatologia Cirúrgica.

ORIENTADOR: PROF. DR. JOÃO BATISTA DE MIRANDA

CAMPINAS

Unicamp

2011

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS DA
UNICAMP**

Bibliotecária: Rosana Evangelista Poderoso – CRB-8ª / 6652

Si38a	<p>Silva, Hésojy Gley Pereira Vital da Análise biomecânica da marcha de indivíduos com osteoartrite do compartimento medial do joelho. / Hésojy Gley Pereira Vital da Silva. - - Campinas, SP : [s.n.], 2011.</p> <p>Orientador : João Batista de Miranda Dissertação (Mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Ciências Médicas.</p> <p>1. Biomecânica. 2. Marcha. 3. Joelho. I. Miranda, João Batista de. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas. III. Título.</p>
-------	---

Título em inglês: Biomechanical gait analysis in subjects with knee osteoarthritis of the medial compartment

Keywords: • Biomechanical
• Gait
• Knee

Titulação: Mestrado em Ciências da Cirurgia
Área de concentração: Fisiopatologia Cirúrgica

Banca examinadora:

Prof. Dr. João Batista de Miranda
Prof. Dr. Maurício Etchebehere
Prof. Dr. Daniela Cristina Carvalho de Abreu

Data da defesa: 09-02-2011

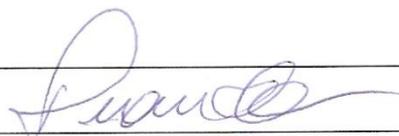
Banca Examinadora da Dissertação de Mestrado

Hésojy Gley Pereira Vital da Silva

Orientador: Prof. Dr. João Batista de Miranda

Membros:

1. Prof. Dr. João Batista de Miranda -



2. Profa. Dra. Daniela Cristina Carvalho de Abreu -



3. Prof. Dr. Mauricio Etchebehere -



Curso de Pós-Graduação em Ciências da Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas.

Data: 09/02/2011

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, José Vital da Silva Filho e Odete Pereira Vital da Silva, e aos meus irmãos, Hévlys Glênyo Pereira Vital da Silva e Heglayne Pereira Vital da Silva, pelo que representam em minha vida, apoio incondicional e respeito aos meus sonhos.

AGRADECIMENTOS

A Deus, razão da criação da maravilha do que é a vida.

Aos meus pais, pelo amor incondicional ao longo de toda minha vida e que me inspirou, inspira e continuará sempre a inspirar o exercer nobre da medicina.

Aos meus irmãos, que representam a síntese do companheirismo, amor, amizade.

Aos meus, primos, tios e amigos e pelos vários momentos de alegria e conforto nas horas difíceis.

Ao prof. Dr. João Batista de Miranda, muito mais que um orientador, é um pai que me guiou e me direciona no universo da medicina, ortopedia, pesquisa e na vida.

Ao prof. Dr. Alberto Cliquet Junior pela sabedoria, compreensão e pelo incentivo constante na realização deste trabalho.

Ao colega Dr. Alessandro Rozim Zorzi por ser um verdadeiro irmão mais velho, me inspirando, orientando e compartilhando nos percursos da cirurgia do joelho.

Aos colegas Ênio Walker e Júlia Reis por terem ajudado nos primeiros passos para o entendimento da Análise de Movimento.

Aos grandes amigos pela compreensão na ausência do convívio em momentos importantes de nossas vidas.

Aos pacientes, que são a razão deste trabalho, pela paciência e disposição durante a pesquisa.

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Parâmetros Biomecânicos da Marcha Avaliados.....	34
Tabela 2 - Divisão das Fases da Marcha.....	35
Tabela 3 - Características dos Indivíduos.....	36
Tabela 4 - Resultados KSS.....	36
Tabela 5 - Comparação entre os grupos para fatores espaço-temporais.....	36

Lista de Figuras

Figura 1 – Ciclo da marcha normal ilustrando os eventos do ciclo da marcha.....	19
Figura 2 - Cinemática Angular do Joelho.....	21
Figura 3 - Cinemática Angular de Rotação do Pé (toe out).....	22
Figura 4 - Cinética do Joelho no Plano Frontal - Momento Adutor/Abdutor.....	24
Figura 5 - Momento Flexo-Extensor e Abdutor-Adutor do Joelho.....	25
Figura 6 – Picos de Cinemática Angular do Joelho.....	37
Figura 7 – Gráfico de variação angular do joelho no plano sagital.....	37
Figura 8 – Gráfico de variação angular do joelho no plano frontal.....	38
Figura 9 – Gráfico de variação angular do pé no plano axial.....	38
Figura 10 – Localização na marcha dos picos angulares do joelho.....	39
Figura 11 – Picos de momentos do joelho.....	40
Figura 12 – Gráfico de momento articular do joelho plano sagital.....	40
Figura 13 – Gráfico de momento articular do joelho plano frontal.....	41
Figura 14 – Localização na marcha dos picos de momentos do joelho.....	41

Lista de Abreviaturas

- AM** – Apoio Médio
- AT** – Apoio Terminal
- BI** – Balanço Inicial
- BM** – Balanço Médio
- BT** – Balanço Terminal
- CI** – Contanto Inicial
- CPL** – Canto Pósterio-Lateral
- KSS** – Knee Society Score
- LCA** – Ligamento Cruzado Anterior
- LCAD** – Ligamento Cruzado Anterior Deficiente
- LCP** – Ligamento Cruzado Posterior
- LCPD** – Ligamento Cruzado Posterior Deficiente
- OA** – Osteoartrite
- OMS** – Organização Mundial de Saúde
- OPT** – Osteotomia Proximal de Tíbia
- PAEApo** – Pico de Ângulo Extensão no Apoio
- PAEBal** – Pico de Ângulo Extensão no Balanço
- PAFApo** – Pico de Ângulo Flexão no Apoio
- PAFBal** – Pico de Ângulo Flexão no Balanço
- PARE** – Pico de Ângulo de Rotação Externa
- PARI** – Pico de Ângulo de Rotação Interna
- PAVg** – Pico de Ângulo de Valgo
- PAVr** – Pico de Ângulo de Varo
- PB** – Pré-Balanço
- PMAP** – Pico de Momento Adutor Precoce
- PMAT** – Pico de Momento Adutor Tardio

PME – Pico de Momento Extensor

PMF – Pico de Momento Flexor

PMMA – Pico Médio de Momento Adutor

RC – Resposta a Carga

RESUMO

O objetivo deste trabalho é demonstrar a presença e a magnitude de determinadas variáveis biomecânicas na marcha de indivíduos com osteoartrite (OA) do compartimento medial de joelho. Em seguida, tentar relacioná-las com o carregamento do joelho, representado pelos picos precoce e tardio de momento adutor, na busca de fenômenos adaptativos ou de agravamento da patologia. Para isto, 16 indivíduos saudáveis e 21 indivíduos diagnosticados com OA do compartimento medial do joelho sintomáticos foram submetidos à análise da marcha e em seguida comparadas variáveis nos três planos espaciais. Avaliando os parâmetros espaço-temporais, observou-se que o grupo com OA apresentou redução de todos os valores (comprimento da passada, cadência, velocidade e tempo de ciclo) em relação ao grupo controle, principalmente representados pela redução da velocidade ($0,8 \pm 0,1$ vs. $1,1 \pm 0,1$ m/s). Exceção feita ao percentual da fase apoio que não apresentou modificação significativa. Na avaliação cinética, tanto o pico precoce do momento adutor ($2,6 \pm 1,2$ vs. $0,3 \pm 1,4$ Nm/kg) quanto o pico tardio do momento adutor se apresentaram elevados nos indivíduos com OA ($1,8 \pm 0,7$ vs. $0,9 \pm 0,2$ Nm/kg). Observação semelhante ocorreu no plano frontal, com maior pico do momento flexor ($1,6 \pm 0,9$ vs. $0,6 \pm 0,4$ Nm/kg). Na cinemática, elevado pico de varo dinâmico ($11,5^\circ \pm 8,3$ vs. $3^\circ \pm 3,9$) foi observado no plano frontal. No plano sagital, durante a fase de apoio, indivíduos com OA apresentaram maior pico de flexão ($15,6^\circ \pm 8$ vs. $9,3^\circ \pm 4,1$), com tendência a menor extensão ($5,5^\circ \pm 8,5$). No mesmo plano, já na fase de balanço, os indivíduos com OA apresentaram menor pico de flexão ($58,7^\circ \pm 13,3$ vs. $67,5^\circ \pm 4,8$). Elevados picos de rotação externa caracterizou a marcha de pacientes com OA ($25,5^\circ \pm 12,7$ vs. $0,5^\circ \pm 12,4$). Os picos de ângulos e de momentos ocorreram nas mesmas fases da marcha nos dois grupos. Foi possível concluir que pacientes com OA do compartimento medial do joelho apresentam importantes modificações na marcha

em relação a indivíduos saudáveis principalmente representados pelo elevado carregamento do joelho além de aumento da rotação externa e redução da velocidade. Esses últimos são estudados como possíveis fatores adaptativos e se mostraram insuficientes para manter o carregamento em valores normais. Foi ainda observado aumento do momento flexor e tendência a marcha em flexão no apoio como possível consequência destas adaptações. Os principais eventos cinéticos e cinemáticos ocorreram nas mesmas fases da marcha em ambos os grupos demonstrando que não há mudanças grosseiras no padrão da marcha.

Descritores: Joelho, Biomecânica, Marcha.

ABSTRACT

The aim of this study is to demonstrate the presence and magnitude of certain biomechanical variables during gait in individuals with osteoarthritis (OA) of the medial compartment of the knee. Then, try to relate them to the loading of the knee, represented by the early and late peaks of adduction moment, searching for adaptive phenomena or aggravation of the condition. For this, 16 healthy subjects and 21 subjects diagnosed with symptomatic medial compartment OA of the knee underwent gait analysis and then compared variables in the three spatial planes. Assessing the spatio-temporal, it was observed that the group with OA showed a reduction of all values (step length, cadence, speed and cycle time) than the control group, represented mainly by reducing speed (0.8 ± 0.1 vs. 1.1 ± 0.1 m / s). The percentage of stance phase did not show significant change. In the kinetic evaluation, both the early adduction moment peak (2.6 ± 1.2 vs. 0.3 ± 1.4 Nm / kg) and the late adductor moment peak is presented elevated in patients with OA (1.8 ± 0.7 vs. 0.9 ± 0.2 Nm / kg). A similar observation occurred in the frontal plane, with higher flexor moment peak (1.6 ± 0.9 vs. 0.6 ± 0.4 Nm / kg). In the cinematic, high dynamic varus peak ($11.5^\circ \pm 8.3$ vs the. $3^\circ \pm 3.9$) was observed in the frontal plane. In the sagittal plane, during the stance phase, patients with OA had higher flexion peak ($15.6^\circ \pm 8$ vs. $9.3^\circ \pm 4.1$), tending to decrease extension (5.5° to ± 8.5). On the same plane, in the swing phase, subjects with OA had lower flexion peak ($58.7^\circ \pm 13.3$ vs. $67.5^\circ \pm 4.8$). High peaks marked external rotation gait in patients with OA ($25.5^\circ \pm 12.7$ vs. $0.5^\circ \pm 12.4$). The angles and moments peaks occurred on the same stages of gait in both groups. It was concluded that patients with OA of the medial compartment of the knee show significant changes in gait compared to healthy subjects represented mainly by the high loading of the knee as well as increased external rotation and speed reduction. External rotation and speed reduction are studied as possible adaptive factors and were insufficient to maintain the normal load in this study. It was also showed increased flexor

moment and tends to flexion gait as a possible consequence of these adaptive variables. The main kinetic and kinematic events occurred in the same stages of gait in both groups showing that no substantial changes in the gait pattern.

Keywords: Knee, Biomechanics, Gait Analysis, Adduction Moment.

SUMÁRIO

1 - INTRODUÇÃO.....	15
2 - OBJETIVOS.....	28
3 - PUBLICAÇÃO.....	29
3.1 Introdução.....	31
3.2 Material e Métodos.....	31
3.3 Resultados.....	35
3.4 Discussão.....	42
3.5 Conclusão.....	49
4 - CONCLUSÃO GERAL.....	50
5 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	51
6 - ANEXOS	58

1 - INTRODUÇÃO

Osteoartrite (OA), também denominada osteoartrose, artrite degenerativa ou simplesmente artrose, é uma doença resultante de uma combinação de eventos biológicos e mecânicos, que desestabilizam o processo normal de degradação e síntese do tecido cartilaginoso, provocando modificações na atividade dos condrócitos, da matriz extracelular, e do osso subcondral. Pode ser iniciada por múltiplos fatores e dentre eles os mais importantes são os genéticos, metabólicos e traumáticos (1).

A Organização Mundial da Saúde (OMS) estima que a OA seja a causa de deficiência física em cerca de 10% da população acima de 60 anos. É a forma mais comum de artrite e se apresenta como a primeira causa de deficiência física crônica. Acomete, mais freqüentemente, joelhos e quadris. Manifesta-se por mudanças morfológicas, moleculares e biomecânicas das células e da matriz cartilaginosa as quais levam progressivamente ao amolecimento, fibrilação, ulceração e por fim perda da cartilagem articular, além de esclerose e eburnização do osso subcondral, com formação de osteófitos e cistos subcondrais. Clinicamente, é caracterizada por dor, rigidez, limitação de arco de movimento, crepitação, derrame articular e diversos graus de inflamação, porém sem efeito sistêmico. A OA é usualmente classificada como primária e secundária. Esta última, relacionada a condições metabólicas, anormalidades anatômicas, trauma e artrite inflamatória (1).

A artrose unicompartimental do joelho em especial a artrose do compartimento medial é uma das formas mais comuns. Esta, em geral tem causa secundária, principalmente por mau-alinhamento do membro, fratura por insuficiência do côndilo medial tibial ou femoral, traumas, lesões ligamentares ou osteocondrite dissecante. O tratamento conservador da artrite degenerativa unicompartimental do joelho inclui medicamentos orais e injetáveis, perda de peso,

exercícios, fisioterapia, bengalas, muletas e aparelhos ortopédicos. O tratamento cirúrgico se apresenta como forma de redução dos sintomas e melhora do padrão biomecânico do membro afetado. Dentre as principais modalidades cirúrgicas encontram-se a artroscopia, a osteotomia proximal de tibia (OPT), a artroplastia unicompartmental do joelho e a artroplastia total do joelho (2).

Muitos estudos descrevendo várias técnicas cirúrgicas para realinhamento do membro e correção da deformidade e têm sido publicadas (3,4,5,6,7,8,9).

O estudo da marcha apresenta-se como uma ferramenta fundamental na tentativa do esclarecimento de qual relação os fatores biomecânicos exercem na fisiopatologia da OA, assim como, na busca de elementos preditores de prognóstico e entendimento das causas e consequências de intervenções aplicadas (10).

A marcha humana utiliza-se de uma sequência de movimentos dos segmentos corporais provocando deslocamento sobre o plano de progressão. Para isso, procura manter equilíbrio entre movimentação e estabilidade, utilizando o princípio da conservação de energia (10).

Para análise da marcha são utilizados os princípios físicos da mecânica, compostos especialmente pela cinética e pela cinemática. Cada sequência de movimento envolve uma série de interações entre os dois membros inferiores multissegmentados e a massa corporal total. A sequência destas funções desempenhadas por um membro é denominada ciclo da marcha. Cada ciclo é composto por diversas ações que passam de uma fase para outra com sobreposição de etapas, não havendo um ponto específico de fim de uma etapa e início da outra (10).

Por convenção, o ciclo da marcha se inicia com o toque do calcâneo ao solo e finaliza com o segundo toque do calcâneo do mesmo pé no solo. O intervalo temporal entre os toques do mesmo pé pode ser medido por unidades temporais convencionais ou por porcentagem, sendo 0% o primeiro toque e 100% o segundo toque.

O ciclo de marcha é dividido em duas grandes fases, a fase de apoio, definida como período em que o membro analisado está em contato com o solo e a fase de balanço na qual o membro analisado está no ar. Em indivíduos saudáveis a fase de apoio corresponde em média a 62% do ciclo.

A fase de apoio pode ser analisada em períodos ou eventos:

- **Períodos** – Quando se avalia ambos os membros inferiores simultaneamente. Podem ser subdivididos em duplo apoio inicial, apoio simples e segundo duplo apoio:
 - *Duplo apoio inicial* – Vai do toque do pé analisado até o desprendimento do pé oposto. Ocorre em cerca de 10% do ciclo da marcha.
 - *Apoio simples* – Vai do desprendimento do pé oposto ao toque seguinte do pé oposto. Ocorre entre 10% e 50% do ciclo.
 - *Segundo duplo apoio* – Inicia-se no segundo toque do pé oposto e termina no desprendimento do pé analisado. Ocorre de 50% do ciclo até 62% do ciclo.
- **Eventos** – Quando se elege um dos membros inferiores para análise principal. Podem ser subdivididos em contato inicial, resposta a carga, apoio médio, apoio terminal e pré-balanço.
 - *Contato Inicial (CI)* – Ocorre na fase de duplo apoio. Dura entre 2%-5% da marcha.
 - *Resposta a Carga (RC)* - A resposta a carga se inicia logo após o toque do calcâneo ao solo e vai até a retirada do pé oposto do solo.

- *Apoio Médio (AM)* – Ocorre em cerca de 10%-16% do ciclo da marcha. Inicia-se com a retirada do pé contralateral do solo e termina com o início do apoio terminal.
- *Apoio Terminal (AT)* – O início do apoio terminal se dá com saída do calcanhar do solo, próximo a 30% do ciclo da marcha. O fim do apoio terminal ocorre em 50% do ciclo da marcha com o contato do pé contralateral.
- *Pré-balanço (PB)* – Se inicia junto com segundo duplo apoio. Neste momento ocorre rápida transferência de carga para o membro contralateral. Esta fase termina com a retirada do pé analisado do solo.

A fase de balanço é dividida em balanço inicial, balanço médio e balanço terminal:

- **Balanço inicial (BI)** - Desprendimento do pé analisado até a passagem do pé analisado pelo pé oposto. Ocorre entre 62% e 73%.
- **Balanço médio (BM)** - Passagem do pé analisado pelo pé oposto até a perna analisada estar na posição vertical em relação ao solo. Ocorre entre 73% e 87% do ciclo.
- **Balanço terminal (BT)** – Nesta fase ocorre desaceleração do membro. Vai de 87% do ciclo da marcha até 100%.

A figura 1 ilustra as fases, os períodos e os eventos do ciclo de marcha.

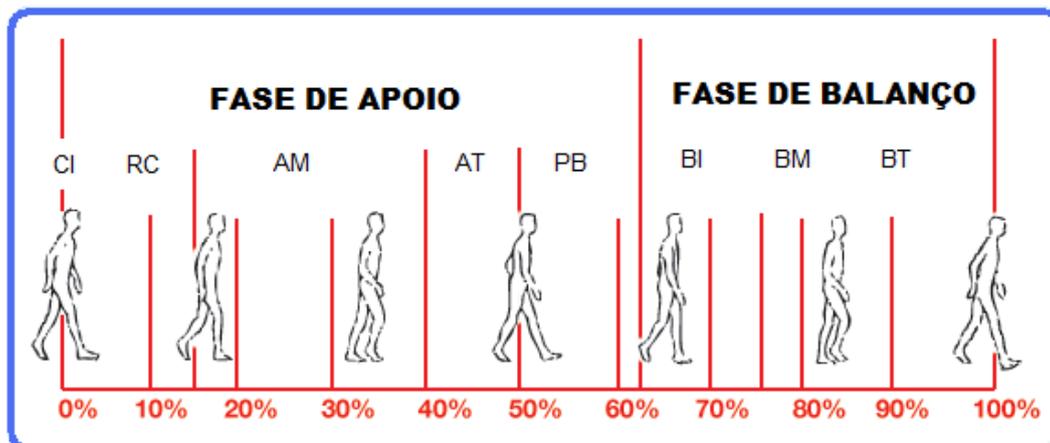


Figura 1 - Ciclo da marcha normal ilustrando os eventos do ciclo da marcha. *CI – Contato Inicial, RC – Resposta a Carga, AM – Apoio Médio, AT – Apoio Terminal, PB – Pré-Balanço, BI – Balanço Inicial, BM – Balanço Médio, BT – Balanço Terminal.* (Fonte: Adaptada de <http://www.orthopaedicsurgeries.co.uk/aims>)

Os dados inicialmente obtidos ao se avaliar o ciclo da marcha são os parâmetros espaço-temporais. Distância e tempo são definidos como medidas lineares. São elas que fornecem as bases para as avaliações cinemáticas e cinéticas do ciclo (11). Os principais fatores espaço-temporais avaliados são o percentual do ciclo da marcha, comprimento do passo, comprimento da passada, tempo de ciclo, velocidade e cadência da marcha:

Percentual do Ciclo - Porcentagem do ciclo da marcha em que ocorreu cada evento.

Comprimento do passo – Distância medida entre um ponto de referência do membro e o mesmo ponto no membro oposto durante o duplo apoio. Convencionalmente se utiliza o ponto de toque do calcanhar ao solo.

Comprimento da passada - Comprimento da distância percorrida durante dois toques sucessivos do mesmo pé.

Tempo de Ciclo – Tempo utilizado para o decurso de um ciclo completo da marcha.

Velocidade - Média da velocidade ao longo do plano de progressão.

Cadência - Número de passos por intervalo de tempo.

A Cinemática é um dos ramos da mecânica que estuda os movimentos dos corpos. Na biomecânica humana, é a parte que quantifica o movimento. Nela está contido o estudo da trajetória dos corpos, deslocamento angular, velocidade e aceleração. É a responsável pela aquisição e a elaboração numérica das variáveis, que definem o movimento no espaço dos vários seguimentos do corpo. Para o estudo cinemático devemos dividir, didaticamente, os membros por segmentos, e levar em consideração os planos espaciais (12).

No joelho, no plano sagital, ocorrem dois picos de onda de flexão. A primeira onda de flexão ocorre na fase de apoio, com a principal finalidade a absorção do choque, auxiliando a transferência de peso e encurtando efetivamente o comprimento do membro, para evitar a translação vertical excessiva do centro de gravidade. O pico ocorre no duplo apoio inicial, momento do desprendimento do pé oposto. A fonte mecânica para essa absorção de choque é a contração excêntrica do quadríceps, que permanece ativo até que o vetor da força de reação do solo passe à frente do joelho, criando uma força de extensão e levando a articulação do joelho de volta à extensão, no médio apoio. Esta primeira onda de flexão é de menor magnitude ou pode não ocorrer em velocidades baixas, acontecendo o oposto em velocidades mais altas (12).

A segunda onda de flexão é necessária para liberar a passagem do pé na fase inicial do balanço. A flexão do joelho começa após o término do apoio simples, quando o calcanhar começa a se elevar do chão, e precede o início da flexão do quadril, que ocorre no toque do pé oposto. A flexão do joelho ocorre rapidamente, começando logo após o desprendimento do calcâneo e atingindo o máximo na fase de balanço, quando o pé em balanço ultrapassa o pé oposto. Essa flexão encurta efetivamente o membro, impedindo seu arrasto durante a fase de balanço. A articulação do joelho é rapidamente estendida por atividade concêntrica do quadríceps somada à ação de pêndulo do membro, atingindo a extensão quase total (12).

No plano coronal, a tíbia é levemente abduzida, ou varizada, durante a parte central da fase de apoio, e levemente aduzida, ou valgizada a partir da metade da fase de balanço. No plano transverso, no início da fase de apoio, o joelho está rodado externamente e, subsequente ao final da fase de apoio, passa a estar rodado internamente, reagindo ao máximo de encurtamento antes da retirada do pé (toe-off). Em seguida, ocorre retorno a rotação externa, momento em que o joelho está fletido na fase de balanço (12). A figura 2 demonstra a variação angular do joelho nos planos espaciais.

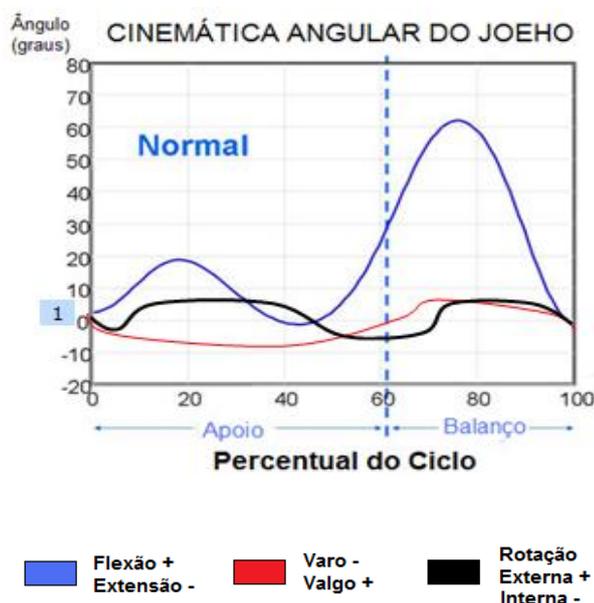


Figura 2 - Cinemática Angular do Joelho. (Fonte: Giannini S. In: Terminology, Parametrization and Normalization in Gait analysis: methodologies and clinical applications.)

Um dos índices muito estudados na biomecânica da marcha são as variações da rotação do pé, o chamado *toe-off* ou *toe in*, que é utilizado para definir a rotação final de todo o membro inferior. A variação angular ao longo do ciclo da marcha ocorre em cerca de 8 a 10 graus. Inicia-se com rotação interna e, após leve redução angular, e seguindo a resposta à carga, retorna aos valores de leve rotação interna que se segue até o final do duplo apoio. Em seguida, apresenta o

seu maior pico próximo a retirada do pé do solo, quando então chega a valores de leve rotação externa no início da fase de balanço. Ao final, este entra em rotação interna para, juntamente com a inversão do calcâneo, absorção do impacto inicial (12). A figura 3 demonstra a cinemática angular rotacional do pé.

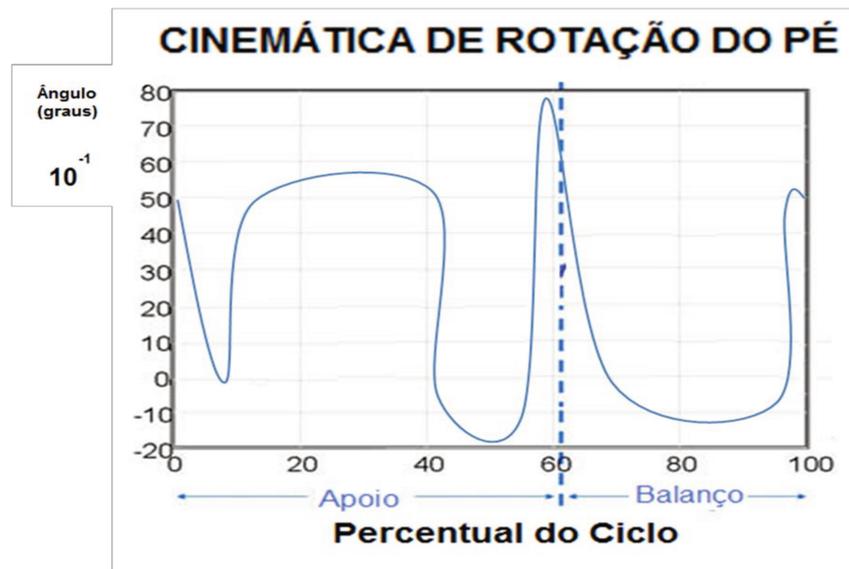


Figura 3 - Cinemática Angular de Rotação do Pé (*toe out*). (Fonte: Giannini S.In: Terminology, Parametrization and Normalization in Gait analysis: methodologies and clinical applications.)

Outra ferramenta fundamental no estudo da marcha é a cinética que, estuda as forças que causam os movimentos (13). Para a mensuração de forma direta destas forças seria necessário fazer o implante cirúrgico de transdutores, porém esta técnica é possível apenas em animais de experimento. A mensuração indireta destas forças e do momento usualmente avalia os dados da cinemática e antropometria e segue modelos pré-estabelecidos. Tendo uma boa descrição da cinemática, dos dados antropométricos e a força externa, é possível calcular a força de reação articular e os momentos articulares. Este resultado é calculado como uma solução inversa para resultados de forças intrarticulares.

Para definir as forças que atuam em cada seguimento do corpo e, principalmente, nas áreas de maior interesse como no caso do presente trabalho o

seguimento articular, o estudo do momento articular é uma ferramenta fundamental para a mensuração das diversas reações mecânicas e biológicas deste seguimento.

Momento é uma grandeza física que representa a magnitude da força aplicada a um sistema rotacional a uma determinada distância do eixo de rotação. Matematicamente, é definido pela multiplicação da força e a distância do ponto de aplicação desta força e centro de rotação do sistema (13).

As articulações são consideradas, essencialmente, sistemas rotacionais e apresentam movimentação complexa nos três planos espaciais. Esta movimentação é denominada grau de liberdade. Considerando os graus de liberdade, determinamos o ponto fixo de rotação para cada plano espacial em análise e a partir deste ponto realiza-se a mensuração do momento articular. No joelho, encontramos certa variabilidade quanto ao módulo desta grandeza, mesmo em indivíduos saudáveis, particularmente quando se avalia os momentos adutor-abdutor, no plano frontal e os momentos de rotação interna-externa, no plano axial.

A avaliação do momento tem se tornado uma ferramenta cada vez mais estudada e com elevado grau de confiabilidade para comparações de indivíduos normais com indivíduos com padrões de marcha alterada. Para que isto ocorra são feitas homogeneizações para diferentes indivíduos levando-se em consideração o peso e altura. Moiso et. al. (14) estudaram formas de normalização dividindo o momento articular pela massa corpórea (Nm/kg) ou ainda dividindo o momento articular pela massa corpórea vezes a estatura (Nm/Kg.h).

As forças que atuam em um seguimento corporal podem ser influenciadas por diversos fatores que vão além do alinhamento do membro, como o controle subconsciente da posição de seguimentos do membro, contração ativa do músculo, estabilidade passiva das partes moles, bem como a velocidade da marcha. As cargas que são geradas durante o carregamento dinâmico são substancialmente maiores que as cargas que podem ser geradas durante o apoio estático (15).

No joelho, no plano sagital, durante a primeira fase da marcha, o momento articular é extensor, passando a frente da articulação por curto período de tempo. Em seguida a meio caminho da fase de apoio, este passa a ser flexor, permitindo que o joelho entre em flexão, até metade da fase de apoio. Segue-se o momento extensor fazendo com que o joelho inicie extensão antes da retirada do pé do solo. Ao final da fase de apoio, tem-se novo momento flexor. Logo, no final da fase de balanço, este vetor desacelera a extensão do joelho, antes do novo contato do calcâneo (14).

No plano frontal, o momento apresenta maior variação nos indivíduos. A maioria dos estudos demonstra, como uma apresentação padrão, um vetor que se inicia com pequeno momento abductor e segue com momento predominante adutor durante a fase de apoio (14). Johnson (16) já indicava que em relação ao joelho, o vetor de força de reação ao solo passa medialmente em relação ao centro do joelho mesmo em joelhos normais, indicando um maior carregamento dinâmico no compartimento medial do joelho. A Figura 4 demonstra a passagem do vetor do eixo de carga medialmente ao joelho criando o momento adutor externo em relação ao centro da articulação do joelho, tendendo a varização da articulação.

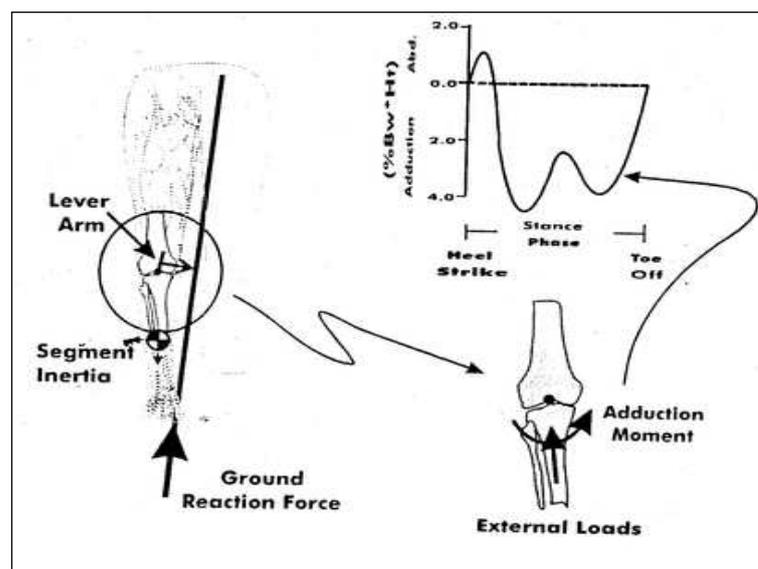


Figura 4 - Cinética do Joelho Plano Frontal - Momento Adutor/Abductor. O vetor passa medialmente ao joelho no plano coronal provocando tendência a varização do joelho em diferentes intensidades ao longo da marcha. (Fonte: Andriacchi TP. *Dynamics of Knee malalignment. Orthop Clin North Am.* 1994;25:395-403)

A maioria dos estudos biomecânicos, de joelhos normais, define o eixo de carregamento dinâmico, durante a fase de apoio da marcha, como presente ao longo de uma linha originada do centro de gravidade do corpo ao aspecto medial da área de carga do pé. O momento adutor externo do joelho é caracterizado pelo vetor que tende a varizá-lo, e é criado durante a maior parte da fase de apoio da marcha. Ele é quantificado quando se mede a distância do centro da articulação do joelho e linha de eixo de carregamento dinâmico (17). A Figura 5 demonstra o gráfico da variação de intensidade e localização espacial dos momentos flexo-extensor e abductor-adutor do joelho.

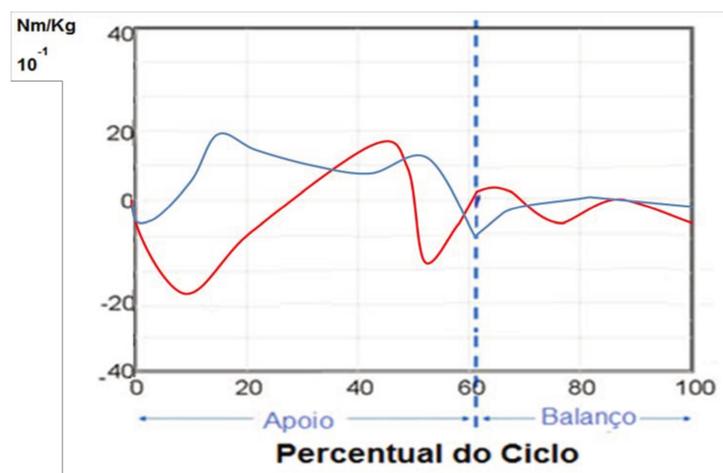


Figura 5 - Momento Flexo-Extensor e Abductor-Adutor do Joelho. (Fonte: Giannini S. In: *Terminology, Parametrization and Normalization in Gait analysis: methodologies and clinical applications.*)

Em suma, os momentos articulares são formas indiretas de medição do chamado **carregamento articular**, que pode ser definido como o conjunto de forças atuam na articulação.

Levando em consideração a passagem do eixo de carga dinâmica e anatomia do joelho com dois compartimentos individualizados (medial e lateral), entende-se que a momento no plano frontal é a principal forma indireta de avaliação do carregamento do joelho. Enquanto isso, o momento no plano sagital acaba por determinar a tendência do joelho em fletir ou estender.

Para avaliação do carregamento do joelho, foi testada a confiabilidade da utilização do momento adutor externo do joelho. É demonstrado, com relativa confiança, que o pico do momento adutor é apropriado para distinguir diferenças no carregamento, tanto após intervenções nos mesmos indivíduos quanto entre sujeitos diferentes (18).

Avaliando indivíduos saudáveis, Kabada e cols. (19) testaram 40 indivíduos em dias separados e reportaram que o momento adutor era altamente confiável. Andrees e cols. (20) testaram 11 sujeitos saudáveis também em dias separados e obtiveram a mesma resposta.

Algumas outras formas de avaliação do carregamento do joelho vêm se desenvolvendo. Kawakami et. al. (21), após a associação de dados de análise da marcha com imagens em terceira dimensão, geradas por tomografia computadorizada, propuseram uma avaliação mais precisa do local de carregamento dinâmico no platô tibial. Foi possível também visualizar o local de carregamento não só no plano coronal, mas também no seu posicionamento ântero-posterior. Apesar do número pequeno de indivíduos submetidos à avaliação, foi possível concluir que o carregamento de indivíduos com OA do compartimento medial do joelho se localizava em uma área medial e posterior do platô medial. Após a realização de OPT valgizante, este lócus passou para uma área central da superfície articular (22).

Outra evidência importante é a ampliação dos estudos da relação do carregamento do joelho com outros fenômenos da marcha, bem como dos estudos de associação com outras alterações da articulação, como com lesões cartilaginosas, com a reação do osso subcondral ou lesões meniscais. Jackson et. al. (23) relacionaram o momento adutor externo positivamente com a espessura do osso subcondral, porém não demonstrou a mesma relação com a espessura da cartilagem. Diferentemente de Andriacchi et. al. (24) que demonstraram que em joelhos saudáveis a cartilagem responde positivamente ao carregamento do joelho aumentando a sua espessura. Já em indivíduos com OA, a reação da cartilagem é

inversa, apresentando diminuição da espessura em indivíduos com o momento adutor elevado. (23,24).

2 - OBJETIVOS

2.1- Objetivo Geral

Avaliar variáveis biomecânicas da marcha de pacientes com OA do compartimento medial do joelho, relacionando-as com a patogênese e/ou adaptações presentes na patologia.

2.2- Objetivos Específicos

- Demonstrar, em pacientes sintomáticos com artrose medial de joelho, a magnitude e principais modificações de importantes variáveis biomecânicas.
- Relacionar estas variáveis com o carregamento do joelho na realização de seu padrão habitual de marcha.
- Relacionar variáveis biomecânicas na busca de possíveis mecanismos adaptativos demonstrado na literatura.
- Demonstrar se existe modificação da localização das fases da marcha dos principais picos angulares e picos de momentos do joelho.

3 - PUBLICAÇÃO

Modificações cinéticas e cinemáticas do joelho na marcha de pacientes com artrose do compartimento medial.

RESUMO

OBJETIVO: O presente estudo tem como objetivo demonstrar a presença e magnitude de determinadas variáveis biomecânicas na marcha de pacientes com osteoartrite (OA) medial de joelho e suas relações com o carregamento deste.

MÉTODOS: Vinte e um indivíduos diagnosticados com OA do compartimento medial do joelho foram submetidos à avaliação da marcha e comparados com grupo controle.

RESULTADOS: O grupo com OA em relação ao grupo controle apresentou: menor velocidade da marcha ($0,8 \pm 0,1$ vs. $1,1 \pm 0,1$ m/s), maior pico precoce do momento adutor ($2,6 \pm 1,2$ vs. $0,3 \pm 1,4$ Nm/kg), maior pico tardio do momento adutor ($1,8 \pm 0,7$ vs. $0,9 \pm 0,2$ Nm/kg), maior pico do momento flexor ($1,6 \pm 0,9$ vs. $0,6 \pm 0,4$ Nm/kg), elevado pico de varo dinâmico ($11,5^\circ \pm 8,3$ vs. $3^\circ \pm 3,9$), maior pico de flexão ($15,6^\circ \pm 8$ vs. $9,3^\circ \pm 4,1$), com tendência ao flexo ($5,5^\circ \pm 8,5$) na fase de apoio, menor pico de flexão ($58,7^\circ \pm 13,3$ vs. $67,5^\circ \pm 4,8$) no balanço e elevados picos de rotação externa ($25,5^\circ \pm 12,7$ vs. $0,5^\circ \pm 12,4$). Os picos de ângulos e de momentos ocorreram nas mesmas fases da marcha nos dois grupos.

CONCLUSÃO: Pacientes com OA do compartimento medial do joelho apresentam modificações na marcha com aumento rotação externa, redução da velocidade, aumento do momento flexor e flexão no apoio, insuficientes para uma redução considerável do carregamento.

Descritores: Joelho, Biomecânica, Marcha.

ABSTRACT

OBJECTIVE: The aim of this study is to demonstrate the presence and magnitude of certain biomechanical variables during gait in patients with symptomatic osteoarthritis (OA) of the medial compartment of the knee and the relationship with the knee loading.

METHODS: Twenty-one subjects diagnosed with medial compartment OA of the knee were evaluated for kinetic and kinematic and compared to the control group

RESULTS: The group with OA compared to the control group showed: Lower gait speed (0.8 ± 0.1 vs. 1.1 ± 0.1 m/s), higher peak early (2.6 ± 1.2 vs. 0.3 ± 1.4 Nm/Kg) and late peak of the adduction moment (1.8 ± 0.7 vs. 0.9 ± 0.2 Nm/Kg), higher peak flexor moment (1.6 ± 0.9 vs. 0.6 ± 0.4 Nm/Kg), high dynamic peak varus (11.5 ± 8.3 vs. $3^\circ \pm 3.9$), higher peak flexion ($15.6^\circ \pm 8$ vs. 9.3° to ± 4.1), with a tendency to flexion ($5.5^\circ \pm 8.5$) in the stance phase, smaller peak of flexion ($58.7^\circ \pm 13.3$ vs. $67.5^\circ \pm 4.8$) in the balance phase and and higher peaks of external rotation ($25.5^\circ \pm 12.7$ vs. $0.5^\circ \pm 22.4$). Peaks of angles and moments occurred on the same stages of gait in both groups.

CONCLUSION: Patients with OA of the medial compartment of the knee show changes in gait with increased external rotation, speed reduction, increased flexor moment and flexion in the stance phase, insufficient for a considerable reduction of the load.

Keywords: Knee, Biomechanics, Gait Analysis, Momentum Adductor

3.1 - INTRODUÇÃO

O mau alinhamento é um dos principais fatores que pode comprometer a função do joelho e predispor a evolução à osteoartrite (OA) (25). Existem discordâncias quanto à ocorrência e a magnitude de determinadas modificações biomecânicas na marcha destes pacientes, e ainda, se tais mudanças estão relacionadas à evolução da OA ou a mudanças adaptativas (26).

Nas avaliações biomecânicas do joelho durante a marcha, a variável mais estudada é o momento adutor externo. Este tem sido considerado como o principal preditor do carregamento do joelho, especialmente, do carregamento do compartimento medial do joelho, com elevado grau de confiabilidade (17,18). Diversas outras variáveis também são estudadas, como o momento flexor e extensor do joelho, o arco de movimento de flexo-extensão, rotação do membro inferior, as variáveis espaço-temporal, dentre outras, na busca de mudanças adaptativas e/ou evolutivas da doença (27).

O objetivo do presente estudo é demonstrar a presença e magnitude destas variáveis e suas modificações em pacientes, portadores de OA medial de joelho, observando ainda, as relações entre tais modificações e o carregamento do joelho na realização de seu padrão habitual de marcha.

3.2 - MATERIAL E MÉTODO

Sujeitos - Critérios de inclusão, exclusão e avaliação clínica

O estudo foi conduzido com dois grupos. Grupo A: composto por indivíduos portadores de OA do compartimento medial do joelho e Grupo B: Indivíduos normais, sem desalinhamento e qualquer sintoma ou sinal de patologia no joelho. Os dois grupos foram submetidos à análise de marcha, realizada em velocidade auto-selecionada. Os pacientes do Grupo A possuíam sintomas e sinais de

sobrecarga do compartimento medial do joelho, associados à deformidade em varo em diversos graus. Foram incluídos, além de pacientes com varo primário, pacientes com lesão ligamentar única ou múltipla associada à deformidade em varo primária ou secundária a lesão ligamentar. O diagnóstico foi instituído com base em dados clínicos, radiográficos e artroscópicos. Os critérios de exclusão foram: artrose do quadril, presença de artrite inflamatória, idade superior a 60 anos, limitação de extensão do joelho maior que 15°, presença de flexão menor que 90° de flexão, deformidade em varo maior que 20°, doença sistêmica, OA grau IV-V segundo classificação radiológica de Ahlback, e presença de OA em compartimento lateral ou em compartimento femuropatelar, sintomática, moderada a grave (28,29,30).

Foi aplicado o questionário completo do Knee Society Score (KSS) no pré-operatório para avaliação sintomática clínica objetiva e avaliação funcional (31). Este questionário avalia de forma objetiva dor, amplitude de movimento, estabilidade, limitações de arco de movimento, alinhamento, limitação de distância da marcha, limitação para subir e descer escadas e uso de apoio para marcha (Anexo 2).

Avaliação Radiográfica

Foram realizadas radiografias pré-operatórias panorâmicas, com carga, dos membros inferiores para determinação do eixo mecânico e eixo anatômico do membro inferior. Outras radiografias, como ântero-posterior sem apoio, ântero-posterior com estresse, perfil com 30° de flexão do joelho, túnel, axial da patela e radiografia panorâmica ortostática dos membros inferiores, foram realizadas para avaliação de outras possíveis alterações que pudessem excluir o paciente do estudo.

Equipamentos e procedimentos

A análise biomecânica da marcha foi realizada no Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor do Hospital de Clínicas da Universidade Estadual de Campinas Unicamp. Foram utilizadas seis câmeras ProReflex MCU240, que emitem e captam luz infravermelha refletida, colocadas em pedestais a um metro e oitenta centímetros do solo e posicionadas com foco em direção a plataforma de força. Foram usados os softwares Qualisys, Qtrac Capture e Qtrac View, e a plataforma de força AMTI modelo OR6 – 7 – 1000 para captação dos dados cinemáticos e cinéticos. Marcadores reflexivos de luz infravermelha foram posicionados na pele utilizando-se o protocolo de posicionamento de marcadores desenvolvido na Universidade de Oxford e posteriormente aprimorado por Lundberg (32). O paciente era solicitado a deambular com o seu padrão de marcha natural, com velocidade auto-selecionada, por toda extensão da plataforma que possuía cinco metros de comprimento. Cada paciente era submetido a seis coletas de dados da marcha. As três melhores coletas eram analisadas e em seguida, gerados gráficos indicativos das variáveis em estudo por meio do programa da empresa Qualisys, o Qgait. Os resultados obtidos foram normalizados de acordo com o peso e altura do paciente. Os gráficos foram analisados quanto ao formato do seu traçado e coletados os valores dos principais picos ao longo de todo o ciclo da marcha, obtendo-se, por fim, as médias dos valores.

Os indivíduos do grupo A foram submetidos à artroscopia diagnóstica onde foram confirmadas as lesões ligamentares e do compartimento medial do joelho.

Análise dos dados

Comparou-se os dois grupos quanto aos parâmetros biomecânicos da marcha demonstrados na Tabela 1.

Variáveis da marcha avaliadas

	Cinemáticos		Cinéticos	
	Dados Temporo-Espaciais da Marcha			
PLANO CORONAL	Pico de Ângulo de Varo	PAVr	Pico Médio do Momento Adutor	PMMA
	Pico de Ângulo de Valgo	PAVg	Pico Momento Adutor Precoce	PMAP
			Pico Momento Adutor Tardio	PMAT
PLANO SAGITAL	Pico de Ângulo de Extensão Fase de Apoio	PAEApo	Pico de Momento Extensor	PME
	Pico de Ângulo de Extensão Fase de Balanço	PAEBal		
	Pico de Ângulo de Flexão Fase de Apoio	PAFApo	Pico de Momento Flexor	PMF
	Pico de Ângulo de Flexão Fase de Balanço	PAFBal		
PLANO AXIAL	Pico de Ângulo de Rotação Interna	PARI		
	Pico de Ângulo de Rotação Externa	PARE		
Localização	Localização na Marcha dos Picos de Ângulos		Localização na Marcha dos Picos de Momento	

Tabela 1 - Parâmetros Biomecânicos da Marcha Avaliados

Os dados espaço-temporais coletados foram: percentual da duração da fase apoio, comprimento da passada, cadência, velocidade e tempo de ciclo da marcha. Os ângulos de varo/valgo dinâmico do joelho e rotação interna/externa do tornozelo e pé (*toe in, toe out*). Foram obtidos avaliando-se os picos destes ângulos na fase de apoio. Os picos de flexão e extensão foram obtidos tanto na fase de balanço quanto na de apoio. Foi determinado em que momento da marcha ocorreram os picos angulares. Quanto aos dados cinéticos, estes foram avaliados quanto aos picos de momento adutor, extensor e flexor além da obtenção da fase da marcha em que ponto da marcha estes picos são verificados. A curva padrão que caracteriza o momento adutor é composta por dois picos, um pico precoce que ocorre na fase de contato inicial, e outro pico tardio que se apresenta na fase de apoio final próximo a propulsão. Também foi considerada a fase de marcha de

ocorrência dos picos de momentos. Para determinação das fases da marcha, foram consideradas as seguintes denominações para as fases da marcha conforme demonstrado na Tabela 2.

Tabela 2 - Divisão das Fases da Marcha

Fase da Marcha	Período da Marcha	Sigla	Tempo de Ciclo
Fase de Apoio	Contato Inicial	CI	0 - 5 %
	Resposta à Carga	RC	5 - 16 %
	Apoio Médio	AM	16 - 30 %
	Apoio Terminal	AT	30 - 50 %
	Pré Balanço	PB	50 - 64 %
Fase de Balanço	Balanço Inicial	BI	64 - 70%
	Balanço Médio	BM	70 - 80%
	Balanço Terminal	BT	80 - 100%

CI – Contato Inicial, RC – Resposta a Carga, AM – Apoio Médio, AT – Apoio Terminal, PB – Pré-Balanço, BI – Balanço Inicial, BM – Balanço Médio, BT – Balanço Terminal. (Fonte: Perry J. In: Gait Analysis- Normal and Pathological Function, USA: 1992.)

Análise estatística

Para análise estatística foi utilizado o programa SPSS 14, utilizando para comparação entre os grupos o teste Mann-Whitney com *p* valor de significância < 0,01.

3.3 - RESULTADOS

A avaliação das características dos grupos está resumida na Tabela 3. Não houve diferença significativa entre os grupos na comparação destes dados. A Tabela 4 resume os resultados do KSS e KSS Funcional.

Tabela 3 – Características dos Indivíduos

	N		Idade (anos)	IMC (kg/m ²)	Masculino	Feminino
	Direito	Esquerdo				
Grupo A	10	11	46,0	26,2	20	1
Grupo B	8	8	37,2	25,5	15	1

Tabela 4 – Resultados KSS

	KSS > 60	KSS < 60	KSS Funcional			
			Excelente	Boa	Insatisfatório	Pobre
Grupo A	2	19	2	3	8	8
Grupo B	16	0	16	0	0	0

KSS – Knee Society Score

Quanto a lesões ligamentares associadas, 12 indivíduos tinham história pregressa de trauma associado a deformidades em varo e OA medial. Doze possuíam lesão do ligamento cruzado anterior (LCA), sendo 4 com lesão do LCA somada à lesão do ligamento cruzado posterior (LCP) e do canto-posterolateral (CPL). Um paciente possuía lesão do LCA somada à lesão do CPL.

Durante a artroscopia foi possível verificar que todos os pacientes eram portadores da OA em compartimento medial, além disso, foram confirmadas as lesões ligamentares diagnosticadas anteriormente pela avaliação clínica.

FATORES ESPAÇO-TEMPORAIS

A Tabela 5 demonstra os resultados dos fatores espaço temporais para os dois grupos.

Tabela 5 – Comparação entre os grupos para fatores espaço-temporais.

	Fase de Apoio (% do ciclo)	Comprimento da Passada* (m)	Cadência* (passos/min.)	Velocidade* (m/s)	Tempo de Ciclo* (seg.)
Grupo A	64	1,1	87	0,8	1,4
Grupo B	62	1,3	99	1,1	1,2

* $p < 0,01$

CINEMÁTICOS

A figura 6 revela os valores de picos angulares. As figuras 7,8 e 9 demonstram a distribuição gráfica angular nos três planos espaciais ao longo do ciclo da marcha.

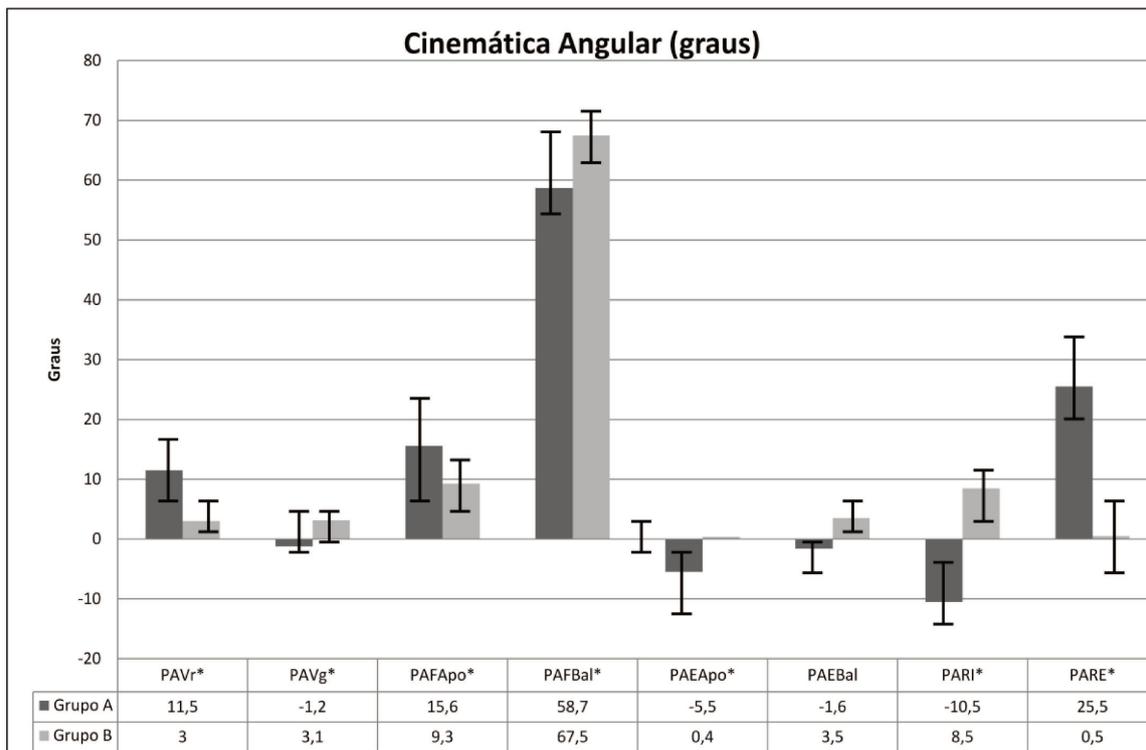


Figura 6 – Picos de Cinemática Angular do Joelho *p<0,01

Cinemática joelho plano sagital

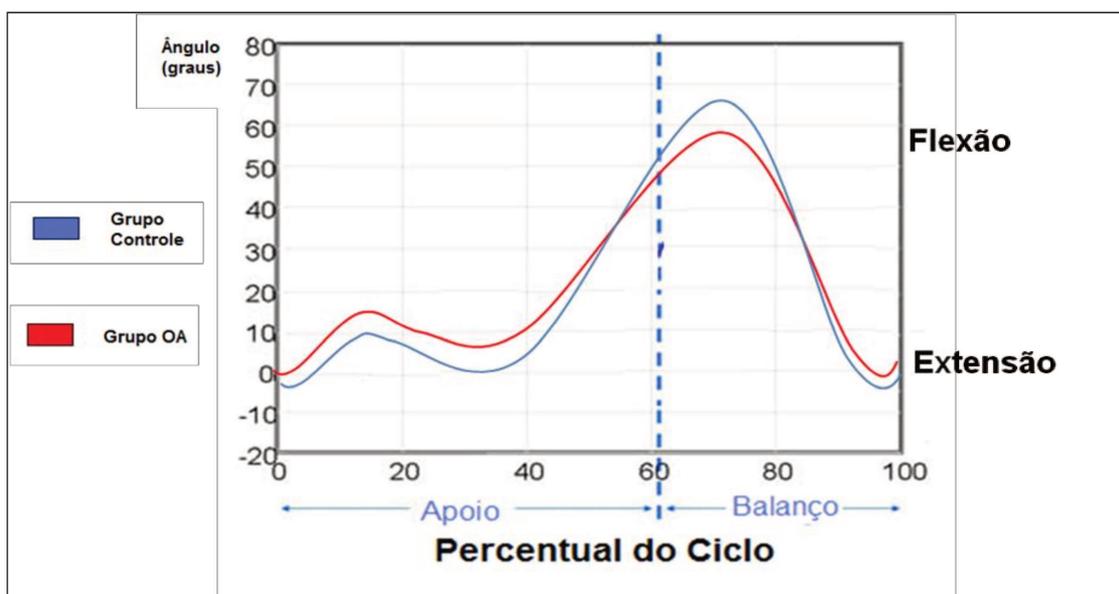


Figura 7 – Gráfico de Variação Angular do Joelho no Plano Sagital

Cinemática do joelho plano frontal

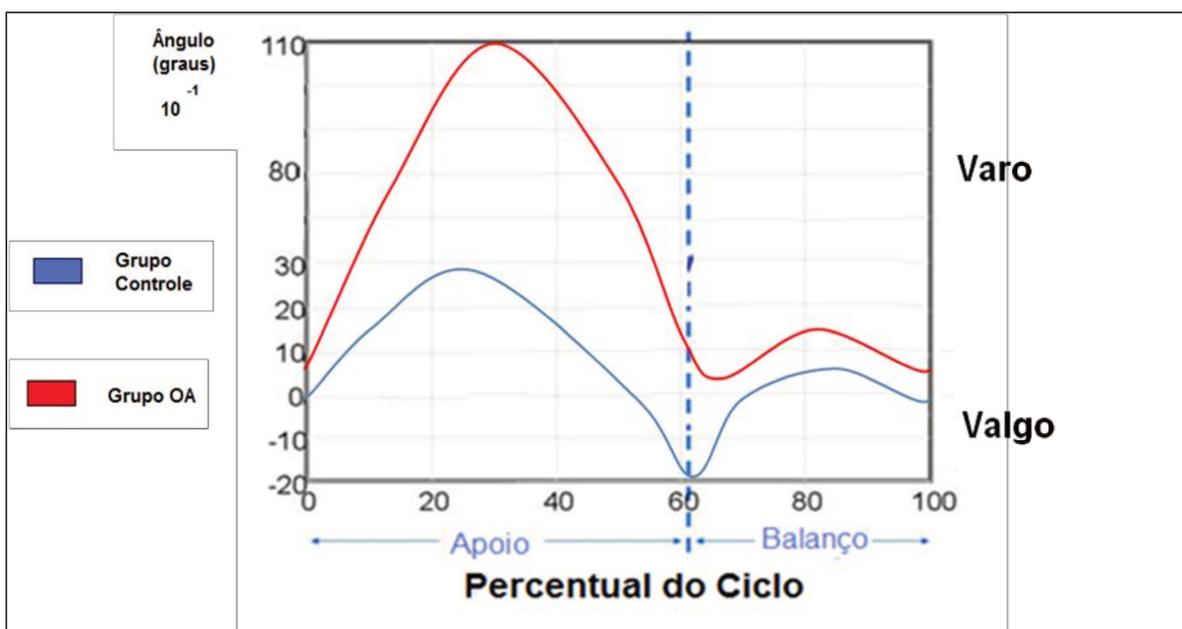


Figura 8 – Gráfico de Variação Angular do Joelho no Plano Frontal

Cinemática do pé plano axial

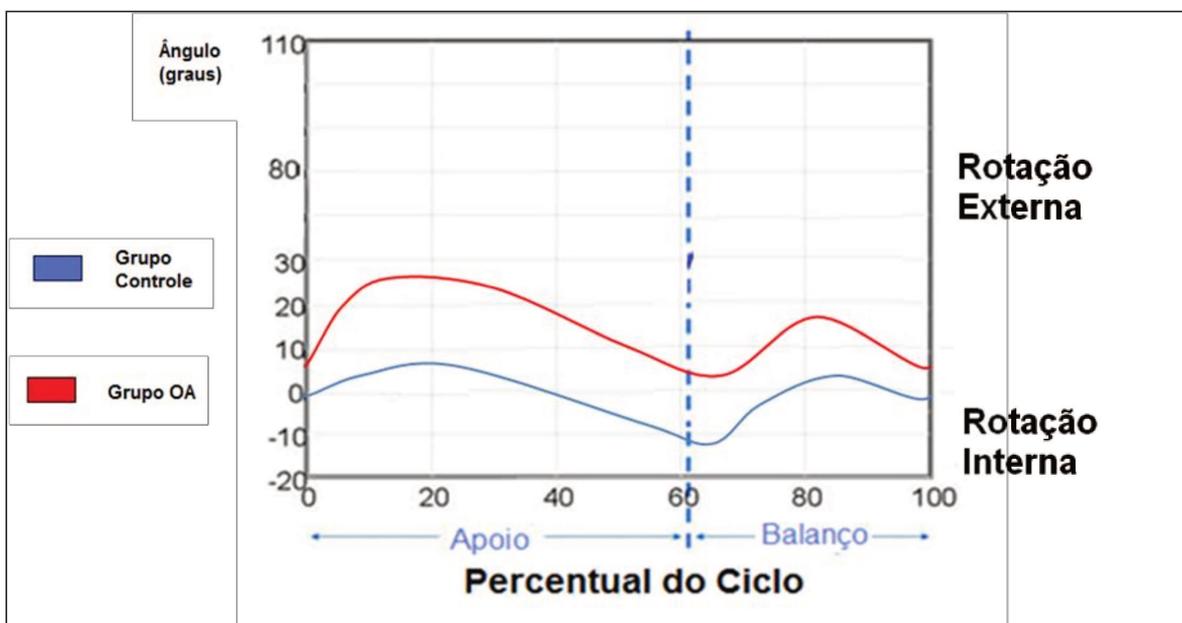


Figura 9 – Gráfico de Variação Angular do Pé no Plano Axial

Localização dos Picos de Ângulos

Pode-se observar que tanto o grupo A quanto o grupo B apresentaram a localização dos picos de ângulos nas mesmas fases da marcha. O PAVr ocorreu na fase de apoio médio enquanto indivíduos do grupo A apresentaram leve tendência de sua ocorrência ao final na fase de apoio médio e início de apoio terminal ($p=0,013$). O PAVg ocorreu ao final do apoio terminal na retirada do pé (*toe off*). Na fase de apoio, os PAFapo e PAEapo ocorreram em suas localizações habituais, fase de resposta à carga e apoio médio respectivamente. Na fase de balanço, os PAFBal e PAEBal se apresentaram exatamente na mesma localização, balanço médio e balanço terminal respectivamente. (Figura 10).

Localização dos Picos dos Ângulos do Joelho

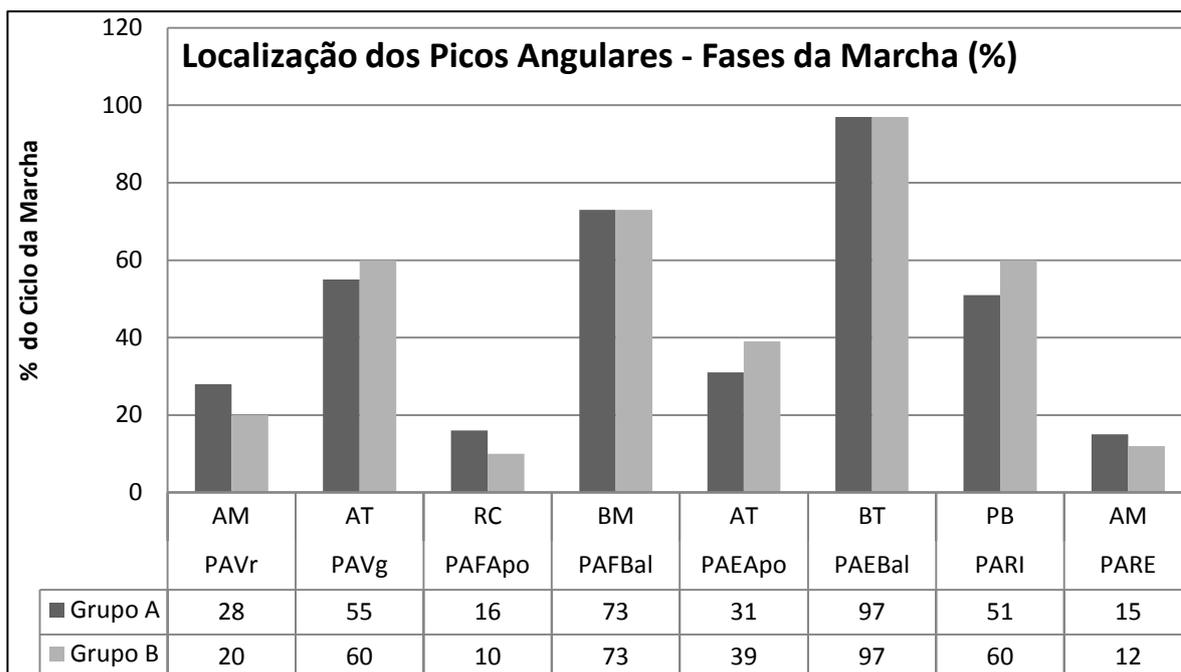


Figura 10 – Localização na marcha dos picos angulares do joelho.

CINÉTICOS

Picos dos Momentos do Joelho

A figura 11 demonstra os picos dos momentos articulares nos três planos. As figuras 12 e 13 revelam a distribuição gráfica dos momentos ao longo do ciclo da marcha

Picos de Momentos do Joelho

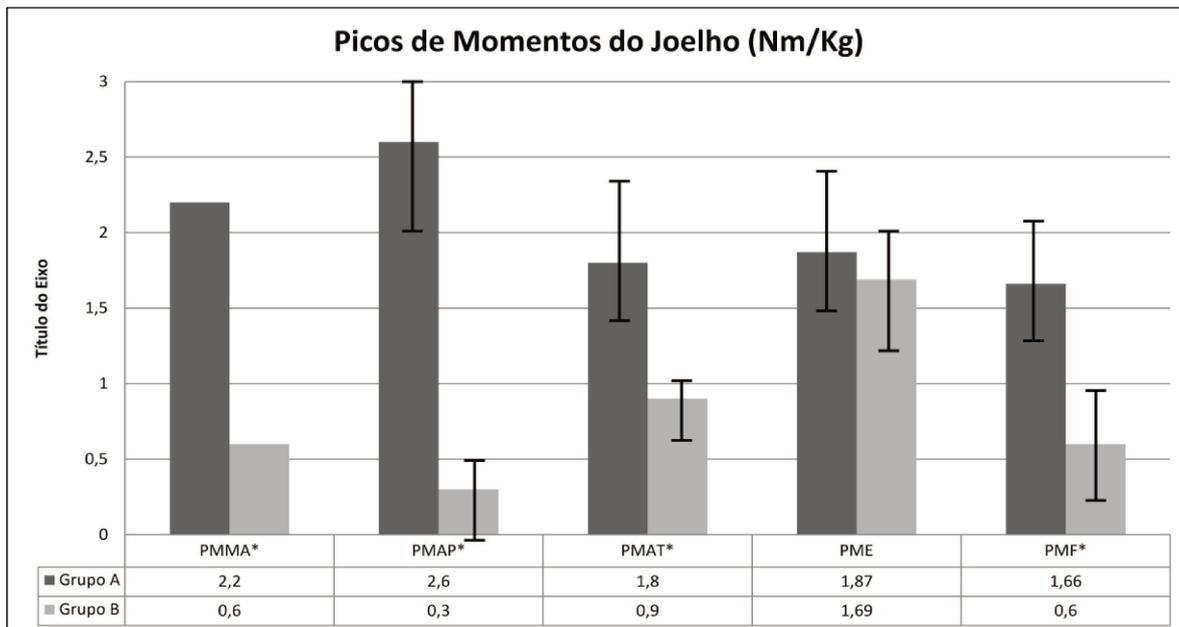


Figura 11 – Picos de momentos do joelho. * $p < 0,01$

Momento joelho plano sagital

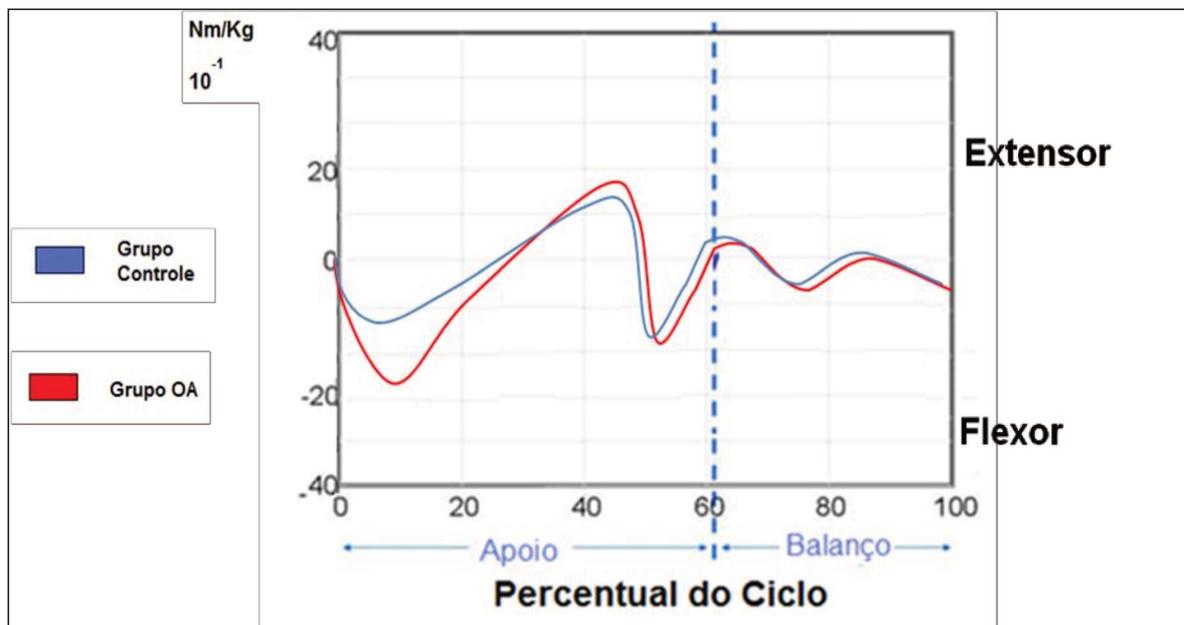


Figura 12 – Gráfico de momento articular do joelho plano sagital.

Momento joelho plano frontal

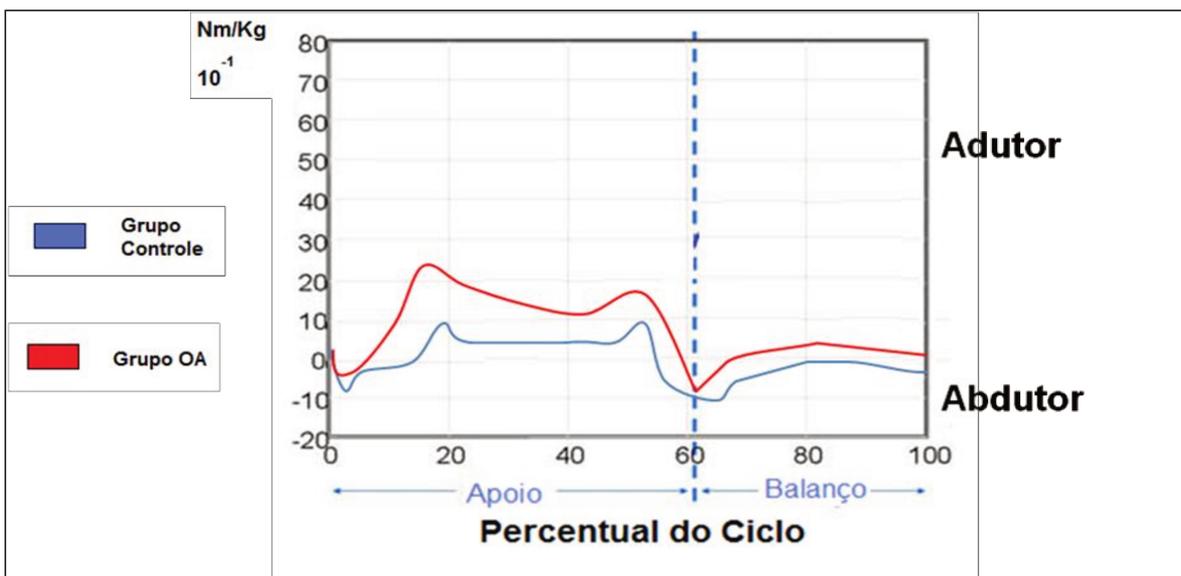


Figura 13 – Gráfico de momento articular do joelho plano frontal.

Localização dos Picos de Momentos

Os picos de momentos do joelho ocorrem em localizações semelhantes. No grupo A o PMAP ocorre na fase de resposta a carga enquanto que no grupo B o PMAP se apresentou no início do apoio médio. Considerando a sua variação pode se dizer que ambos ocorrem em mesma fase ($p=0,19$). O PMAT ocorreu ao final do médio apoio e início do pré-balanço em ambos os grupos, assim como ocorreu com o PME. O PMF ocorreu na fase de resposta a carga. (Figura 14).

Localização dos Picos de Momentos do Joelho

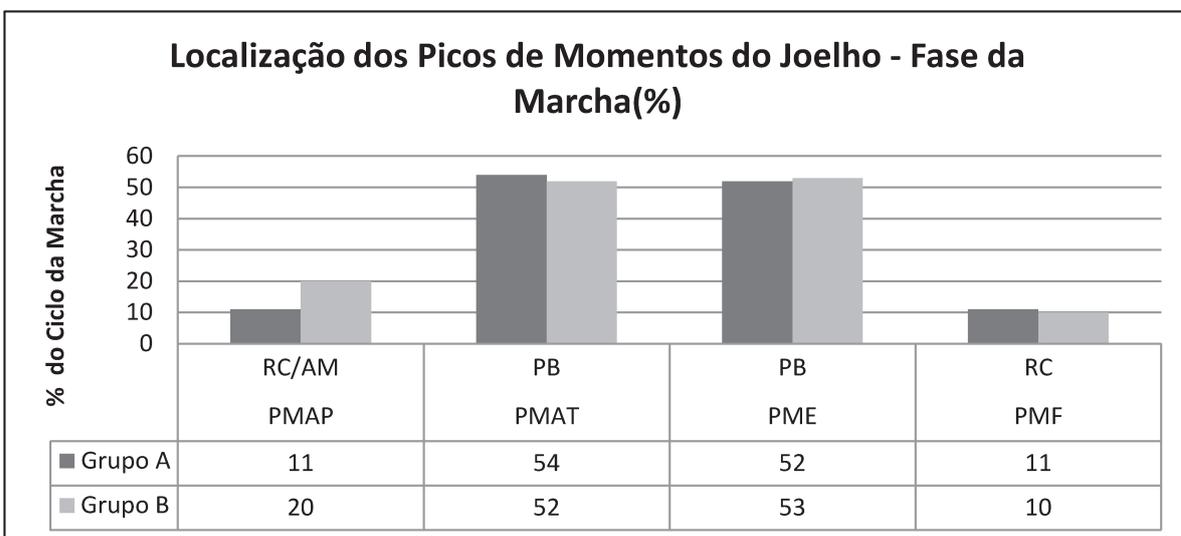


Figura 14 – Localização na marcha dos picos de momentos do joelho.

3.4 - DISCUSSÃO

Alguns estudos demonstram alterações de diversos fatores cinéticos e cinemáticos em indivíduos com OA e, dentre esses estudos, inclui-se pesquisas que revelam estas alterações em indivíduos com OA de compartimento medial do joelho (33,26). De acordo com Borjesson et. al. (2005), as variáveis espaço-temporais da marcha são as que mais sofrem influência direta da gravidade da patologia ou do tratamento aplicado (34).

Além dos fatores espaço-temporais alterados, pacientes com diversos graus de OA adotam diferentes padrões de marcha para descarregar o joelho. Em grande parte dos estudos relacionados, quando são realizadas comparações de carregamento (momento adutor) entre indivíduos com OA de menor gravidade e grupos controle, o momento adutor apresenta-se elevado. Este padrão pode diferir em pacientes com OA moderada ou severa, que demonstram valores de carregamento similares ao grupo controle. Estes fenômenos podem ser explicados pela existência de alguns mecanismos adaptativos observados na marcha destes indivíduos. (35,36).

Nos resultados espaço-temporais desta pesquisa, encontramos um discreto aumento da fase de apoio entre os grupos, porém sem diferença significativa ($p=0,131$). Os demais parâmetros se apresentaram modificados significativamente no grupo de pacientes com OA. A velocidade da marcha demonstrou maior redução no grupo com OA, cerca de 27% ($p<0,001$), enquanto que, o comprimento da passada se apresentou reduzido em torno de 15% ($p<0,001$). Este estudo foi produzido com indivíduos que possuem a patologia com menor gravidade radiológica, porém com sintomas importantes demonstrados pela baixa pontuação do KSS, sendo possível inferir que a variação dos valores espaço-temporais inicia-se em indivíduos com pouco acometimento radiológico, porém com sintomas funcionais importantes.

Permanece controverso se algumas dessas variáveis, principalmente a redução da velocidade, ocorrem devido a mecanismos adaptativos (26). Diversos estudos divergem quanto à relação entre gravidade da OA e a velocidade da marcha. Para Kaufman et. al. (2001), esta relação ocorre de modo que os pacientes com OA realizam estratégias para manter a velocidade da marcha e comprimento da passada, e que, pacientes com OA mais grave tendem a ter maior rigidez articular para evitar a atuação dos momentos articulares externos, independentes da velocidade da marcha (37). Kirtley et. al. (1985) demonstraram que a redução da velocidade é parte de uma estratégia para redução dos momentos articulares e que, existe forte relação entre velocidade e momento no plano sagital, mais especificamente relacionado ao momento flexor (36). Mundermann et. al. (2004) afirmaram que paciente com OA, mais efetivamente naqueles com patologia mais grave, reduzem a velocidade para redução do momento adutor (38). Porém Ueda (2003), ao avaliar indivíduos saudáveis estudados em cinco modalidades de velocidade afirmou que, a redução da velocidade da marcha não é suficiente para redução do momento adutor durante a marcha e que apenas o aumento da velocidade aumentou o momento adutor de forma significativa (39).

Em estudos que realizaram correlação direta entre momentos articulares do joelho e velocidade, alguns resultados chamam a atenção. Uma correlação negativa foi encontrada entre o pico do momento adutor na fase de apoio terminal (pico terminal) e velocidade da marcha por Thorp (2006) (40). Além disso, a relação entre momento adutor e velocidade pode assumir relações diferentes dependendo da forma como se analisa a onda. Segundo Robbins (2009) a redução da velocidade esta relacionada à redução do pico do momento adutor em detrimento do aumento do impulso da onda (magnitude e duração), o que manteria a sobrecarga sobre a articulação por mais tempo. O mesmo estudo informa que o aumento da velocidade tem relação direta com o aumento do momento adutor corroborando com os resultados de Ueda (41).

No presente estudo, observamos que o grupo de pacientes com OA apresentou menor velocidade auto-selecionada em relação ao grupo controle, porém, com a manutenção da fase de apoio. Não havendo aumento da fase apoio, o tempo de incidência de carga no membro é o mesmo do grupo saudável. Isto significa que não há aumento do impulso das ondas de carregamento (momentos articulares), mesmo com a redução da velocidade, demonstrando que a redução da velocidade pode ser encarada como mecanismo adaptativo e ou evolutivo que modifica, de algumas formas, o carregamento no joelho.

Outro mecanismo adaptativo bastante discutido é a rotação externa como fator de redução do carregamento do plano frontal (35,36). Ueda et. al. (2003) relacionaram velocidades diferentes e ângulos de rotação do pé. Indivíduos com marcha em rotação externa apresentaram altos primeiros picos de momento adutor e baixo segundo picos (39). Um ângulo de rotação externa do pé ideal para que se reduza o momento adutor de forma significativa seria acima de $12,4^\circ$ que é mais o que o normal na maioria das pessoas (39).

Uma das explicações para a redução do momento adutor após a rotação externa é que além da mudança de plano frontal para o sagital, ocorreria a ativação dos ísquiotibiais laterais e relaxamento dos mediais. O inverso também ocorre com o movimento de rotação interna, aumentando o momento adutor (42). Outra explicação encontrada para redução do pico de momento adutor foi dada por Jenkyna et. al. (2008), ao demonstrarem que a rotação externa transfere o eixo de grande parte do carregamento do plano frontal para o plano sagital, caracterizado mecanicamente pela redução do momento adutor e simultâneo aumento do momento flexor (43).

O que observamos é que os pacientes com OA medial do joelho têm um padrão de marcha em rotação externa predominante, representada tanto por seus elevados picos de ângulos de rotação externa, como pela mudança dos seus picos de rotação interna para rotação externa, mantendo valores próximos à 10° graus, durante o pré-balanço.

Ao relacionarmos a redução da velocidade e aumento da rotação externa com os picos do momento adutor, para verificar suas relações com o carregamento, podemos verificar que ambos os picos do momento adutor permanecem elevados mesmo com tais possíveis adaptações presentes. O PMAT apresentou menores valores em relação ao PMAP e menor diferença em relação ao grupo controle. Ao que se demonstra, o PMAT se apresenta mais sensível aos fatores modificadores da biomecânica da marcha. Apesar da marcha em padrão de rotação externa e velocidade reduzida os pacientes com OA do compartimento medial do joelho permanecem com o carregamento elevado.

No plano sagital, o grupo com OA apresentou elevado momento flexor em relação ao grupo controle ($p < 0,001$), o que caracteriza a mudança cinética de adaptação, com transferência de parte da carga do plano frontal para o plano sagital, assim como observado por Jenkyna et. al. e referenciado anteriormente (43). Kaufman et. al. (2001) demonstraram que pacientes com OA exibem pequeno momento extensor do joelho e que a velocidade da marcha afeta mais os momentos no plano sagital (37). No presente estudo não foi encontrada diferença significativa quanto ao pico de momento extensor ($p = 0,74$) entre os grupos.

Uma limitação deste estudo reside no fato de termos alguns indivíduos do grupo testado com sobreposição de OA do compartimento medial do joelho e lesões ligamentares, o que poderia levar a interpretações equivocadas dos resultados.

Permanece controverso qual o papel exato de cada estrutura de partes moles responsável pela restrição à tendência de varização, e ao aumento do carregamento do compartimento medial provocados pela descarga de peso durante a marcha nestes pacientes.

Ao revisarmos a literatura na busca da relação entre as partes moles do joelho e a sua capacidade de restringir a tendência a varização e as consequências do carregamento provocados pelo momento adutor externo, encontramos que o principal restritor dinâmico a esta tendência é o músculo quadríceps (44). Já o papel dos ligamentos é fornecer resistência ao momento adutor externo logo após o

toque do calcanhar e durante o médio apoio da marcha, principalmente pelo complexo posterolateral e secundariamente pelo ligamento cruzado anterior. (15,45).

Vimos ainda à necessidade de entender o comportamento biomecânico do joelho em indivíduos com a função ligamentar deficiente, porém sem portar outras anormalidades associadas para, em seguida, observar a repercussão biomecânica destas lesões nos indivíduos do grupo A, que possuíam lesões ligamentares associadas à OA.

Na revisão dos estudos de cinéticos, vimos que os indivíduos com ligamento cruzado anterior deficiente (LCAD) e ligamento cruzado posterior deficiente LCPD, porém sem AO e sem mau alinhamento, possuem redução do momento flexor em boa parte dos indivíduos estudados. Ela é interpretada como uma tentativa de se evitar o chamado "**impedimento da ação do quadríceps**" (*quadriceps avoidance*), fenômeno que aumenta a translação tibial, principalmente a translação anterior, o que aumenta a sensação de instabilidade (45).

Do ponto de vista cinemático, boa parte dos pacientes com o ligamento cruzado anterior deficiente (LCAD) sem OA e sem mau alinhamento apresenta arco de movimento de flexo-extensão normal, aumento da rotação externa durante parte do ciclo da marcha e podendo ter alinhamento em valgo do joelho durante a fase de apoio inicial. Estes fenômenos são demonstrados como possíveis mecanismos compensadores na tentativa de estabilizar a articulação (46).

Já indivíduos com deficiência com lesão de LCP isolada, com lassidão ligamentar clinicamente observada (LCPD), após a recuperação da fase aguda da lesão e restabelecimento ao padrão habitual de marcha, apresentam poucas modificações biomecânicas e neuromusculares na marcha, (47).

Em nosso estudo encontramos a predominância de rotação externa em todos os pacientes do grupo com OA medial do joelho, tanto em indivíduos com lesão ligamentar como nos sem lesão ligamentar. O aumento da rotação externa parece se sobrepor e se potencializar nos indivíduos com LCAD e OA do

compartimento medial. Estudos mais aprofundados podem demonstrar esta relação.

Como visto anteriormente, indivíduos com lesão isolada do LCA sem OA ou mau alinhamento apresentam momentos do ciclo em valgo, diferentemente dos indivíduos do Grupo A com lesão do LCA, que apresentaram varo dinâmico durante todo o ciclo. Isto demonstra que a presença da sobrecarga e mau alinhamento estático do joelho têm maior influência no alinhamento dinâmico do que a lesão ligamentar. É provável que indivíduos com LCAD apresentem modificação do carregamento do joelho, podendo gerar sobrecarga no compartimento medial, ampliando o risco de desenvolver OA. Este risco se multiplica ao se adicionar com o risco provocado pelo mau alinhamento, formando, então, um ciclo vicioso.

Para valorizar mais ainda a importância dos estudos da influência de partes moles ao carregamento do joelho, no instante em que observarmos a mudança de plano espacial dos momentos articulares nos indivíduos estudados (do plano frontal para o plano sagital), fica evidenciada a importância da utilização do quadríceps, tanto na resistência a tendência a varização, bem como, no suporte ao aumento do momento flexor. Pode-se inferir que o aumento do momento flexor nos indivíduos deste estudo suplanta a redução do momento flexor encontrada nos indivíduos com LCAD e LCPD sem OA ou mau-alinhamento, como demonstrada na literatura.

Na avaliação da cinemática do joelho, seu principal plano de atuação, o plano sagital, indivíduos com OA, de uma forma geral, têm seus ângulos de flexão-extensão diminuídos (48). Este padrão de marcha é considerado um padrão de maior rigidez, que pode representar uma tentativa atenuação do carregamento nos compartimentos do joelho, ou mesmo, uma consequência do processo fisiopatológico de todo o tecido que envolve a articulação, principalmente relacionado à retração do sistema capsular e sinovial. A redução da flexo-extensão ocorre de forma mais intensa em indivíduos com OA mais grave (49).

Neste estudo, notamos que no plano sagital ocorreu diferença entre os grupos quando avaliamos os picos dos ângulos flexo-extensão, porém, com

algumas peculiaridades. Os indivíduos com OA apresentaram maior pico de flexão na fase de apoio em relação ao grupo controle ($p < 0,001$). O contrário aconteceu na fase de balanço, onde os indivíduos com OA tiveram picos menores de flexão em relação ao grupo controle ($p < 0,017$). Os indivíduos com OA, no apoio, mantiveram a tendência de se manter em flexo ($5,5^\circ$), mesmo no final do apoio médio, ao contrário dos pacientes do grupo controle, onde ocorreu discreta extensão ($0,4^\circ$, $p < 0,016$). Na fase de balanço, esta diferença se reduz, porém, nos indivíduos com OA a tendência a se manter em flexo, mesmo mais discreto (2°), se mantém ($p < 0,028$).

Este padrão, de menor variação dos valores de flexo-extensão representa o início do padrão de rigidez articular. Esta rigidez mostra sua tendência a se manter mais em flexão (flexo), caracterizado principalmente pelos maiores picos de flexão do grupo com OA na fase de apoio.

Esta tendência à rigidez e marcha em flexo pode também ser representada pela redução da velocidade da marcha e a mudança do eixo de carregamento do plano frontal para o plano sagital, caracterizado pelo maior pico de momento flexor, aumentando a tendência à flexão. Este padrão de início de rigidez também se apresentou nos picos de extensão no apoio e no balanço.

Já no plano frontal, a literatura demonstra que, tanto em indivíduos normais, e principalmente em portadores de OA medial do joelho com alinhamento em varo, tentem a entrar em adução do joelho (varizar), porém, com intensidade cerca de 3 vezes maior para indivíduos com a patologia (48). É exatamente o que observamos neste estudo, os picos de ângulo de varo dinâmico dos pacientes foram superiores ao controle ($p < 0,001$). Os pacientes com OA apresentaram uma varização quatro vezes maior em relação ao grupo teste, que apresentou discreto varo dinâmico. Isto reforça o preceito de que indivíduos com mau alinhamento em varo têm elevados graus de varo dinâmico relacionados a elevados valores de picos de momento adutor.

3.5 - CONCLUSÃO

Os pacientes com OA do compartimento medial do joelho e mau alinhamento em varo do joelho estão sujeitos a elevada sobrecarga e elevados ângulos de varo dinâmico no joelho. Nestes indivíduos, verifica-se um padrão de marcha em rotação externa com redução da velocidade como fatores adaptativos, porém, insuficientes para redução do carregamento a valores normais.

O maior momento flexor apresentado demonstra outro mecanismo adaptativo, a transferência do carregamento do plano frontal para o plano sagital. Os indivíduos com OA medial do joelho têm menor variação da flexo-extensão o que caracteriza quadro de rigidez articular, com predominância de flexo. Os picos de ângulos e picos de momentos articulares do joelho ocorrem nas mesmas fases da marcha, tanto em indivíduos normais quanto nos portadores da patologia, significando que não existem mudanças grosseiras no padrão da marcha.

4 – CONCLUSÃO GERAL

Este estudo demonstrou a importância dos estudos biomecânicos para o entendimento das diversas patologias que afetam o sistema locomotor, aqui representado pela osteoartrite (OA). Com o advento de novos tratamentos como a terapia genética, utilização de terapia celular com uso células totipotentes, principalmente na terapêutica das lesões cartilaginosa, aumenta a importância do estudo biomecânico, visto que muitas das reações biológicas dependem das cargas as quais os tecidos corporais são submetidos.

Mais especificamente, este trabalho faz alusão a fenômenos que podem servir de estímulo para novos estudos de terapêuticas, em que se utilize órteses específicas, terapia corporal com reeducação do padrão de marcha. Pode ainda servir para direcionar terapêuticas já estabelecidas como é o caso da OPT e das artroplastias e mais importante, buscar novos métodos preventivos para patogênese e progressão da OA.

5 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Sharma L, Kapoor D. Epidemiology of Osteoarthritis In: Moskowitz, Altman RD, Hochberg MC, Osteoarthritis: Diagnosis And Medical Surgical Management. 4ª Edição. USA. Lippincott Williams & Wilkins, 2006.3-26.
2. Iorio R, Healy WL. Unicompartmental arthritis of the knee. J Bone Joint Surg Am. 2003;85:1351-64.
3. Coventry MB. Osteotomy of the upper portion of the tibia for degenerative arthritis of the knee. A preliminary report. J Bone Joint Surg Am.1965; 47:984-990.
4. Devas MB. High tibial osteotomy for arthritis of the knee. A method specially suitable for the elderly. J Bone Joint Surg Br. 1969;51:95-99.
5. Harris WR, Kostuik JP. High tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. J Bone Joint Surg Am. 1970;52:330-336.
6. Jackson JP, Waugh W. The technique and complications of upper tibial osteotomy. J Bone Joint Surg Br. 1974;56:236-238.
7. Myrnets R. The SAAB jig. An aid in high tibial osteotomy. Acta Orthop Scand. 1975;46:141-151.

8. Odenbring S, Lindstand A, Egund N, Larsson J, Heddson B. Prognosis for patients with medial gonarthrosis. A 16-year follow-up of 189 knees. *Clin Orthop*. 1991;266:152–155.
9. Shaw JA, Moulton MJ. High tibial osteotomy: an operation based on a spurious mechanical concept. *Am J Orthop*. 1996;25:429–436.
10. PERRY J. *Gait Analysis- Normal and Pathological Function*, USA: 1992.
11. Al-Obadi S, Wall JC, Al-Yaqoub A, Al-Ghanim M. Basic gait parameters: a comparasion of reference data for normal subjects 20 to 29 years of age from Kwait and Scandinavia. *J Rehabil Res Dev*. 2003;40:361-66.
12. Giannini S. Terminology, Parametrization and Nomalization in Gait analysis: methodologies and clinical applications. In: *Gait analysis: Methodologies and Clinical Application*. Giannini S, Catani F, Benedetti MG, Leardini A. Milão, Itália. *BTS Bioengineering Technologies & Systems*. Editora IOS Press. 1994.63-88.
13. Adams JM, Perry J. Análise da marcha: aplicação clínica. In: ROSE J, GAMBLE JG. *Marcha Humana*. 2ª ed. São Paulo: Premier; 1998. 1-21.
14. Moio KC, Summer DR, Shott S, Hurwitz DE. Normalization of joint moments during gait: a comparison of two techniques. *J Biomech* 2003; 36: 599-603.
15. Shelburne KB, Torry MR, Pandy MG. Muscle, ligament, and joint-contact forces at the knee during walking. *Med Sci Sports Exerc*. 2005;37:1948-56. Review.

16. Johnson F, Leitzl S, Waugh W. "The distribution of load across the knee. A comparison of static and dynamic measurements." *J Bone Joint Surg Br.* 1980;62:346-9
17. Shaw JA, Dungy DS, Arsht SS. Recurrent Varus Angulation After High Tibial Osteotomy: An Anatomic Analysis. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;420:205-12.
18. Birmingham TB, Hunt MA, Jones IC, Jenkyn TR, Giffin JR. Test-Retest Reliability of the Peak Knee Adduction Moment During Walking in Patients With Medial Compartment Knee Osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism (Arthritis Care & Research)* 2007;15:1012-1017.
19. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gaine J, Gorton G, Cochran GV. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res* 1989;7:849-60.
20. Andrews M, Noyes FR, Hewett TE, Andriacchi TP. Lower limb alignment and foot angle are related to stance phase knee adduction in normal subjects: a critical analysis of the reliability of gait analysis data. *J Orthop Res* 1996;14:289-95.
21. Kawakami H, Sugano N, Yonenobu K, Yoshikawa H, Ochi T, Hattori A, Suzuki N. Gait analysis system for assessment of dynamic loading axis of the knee. *Gait Posture.* 2005;21:125-30.
22. Kawakami H, Sugano N, Yonenobu K, Yoshikawa H, Ochi T, Nakata K, T Yukiyoishi, Hattori A, Suzuki N. Change in the locus of dynamic loading axis

- on the knee joint after high tibial osteotomy. *Gait and Posture* 2005;21;271–278.
23. Andriacchi TP, Koo S, Scanlan SF. Gait Mechanics Influence Healthy Cartilage Morphology and Osteoarthritis of the Knee. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91 Suppl 1:95-101.
24. Jackson BD, Teichtahl AJ, Morris ME, Wluka AE, Davis SR. The effect of the knee adduction moment on tibial cartilage volume and bone size in healthy women. *Rheumatology.* 2004;43:311–314.
25. Cooke TDV, Siu D, Fisher B. The use of standardized radiographs to identify the deformities associated with osteoarthritis. *Recent Dev Orthop Surg.* 1987;264-273.
26. Gök H, Ergin S, Yavuzer G. *Acta Orthop Scand.* Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. 2002;73:647-52.
27. Kean CO, Birmingham TB, Garland JS, Jenkyn TR, Ivanova TD, Jones IC, Giffin RJ. Moments and Muscle Activity after High Tibial Osteotomy and Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41:612-9.
28. Dowd GSE., Somayaji HS, Uthukuri M. High Tibial Osteotomy for Medial Compartment Osteoarthritis. *The Knee.* 2006;13:87–92.
29. Ahlback S. Osteoarthrosis of the knee. A Radiographic Investigation. *Acta Radiol Diagn (Stockh).* 1968;Suppl 277:7-72.

30. Keyes GW, Carr AJ, Miller RK, Goodfellow JW. The Radiographic Classification of Medial Gonarthrosis. Correlation With Operation Methods in 200 knees. *Acta Orthop Scand*. 1992;63:497-501.
31. Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN. Rationale Of The Knee Society Clinical Rating System. *Clin Orthop Relat Res*. 1989;248:13-4
32. Lundberg A. On the use of bone and skin markers in kinematics research. *Human Movement Science*. 1996;15:411-422.
33. Guccione AA, Felson DT, Anderson JJ et al. The effects of specific medical conditions on the functional limitations of elders in the Framingham study. *Am J Public Health* 1994;84:351-7.
34. Börjesson M, Weidenhielm L, Mattsson E, Olsson E. Gait and clinical measurements in patients with knee osteoarthritis after surgery: a prospective 5-year follow-up study. *The Knee* 2005;12:121-7.
35. Bejek Z, Paroczai R, Illyes A, Kiss RM. The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14:612-22.
36. Kirtley C, Whittle MW, Jefferson RJ. Influence of walking speed on gait parameters. *J Biomed Eng* 1985;7:282-8.
37. Kaufman KR, Hughes C, Morrey BF, Morrey M, An KN. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *J Biomech* 2001;34:907-15.

38. Mundermann A, Dyrby CO, Hurwitz DE, Sharma L, Andriacchi TP. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: reduced walking speed. *Arthritis Rheum* 2004;50:1172–8. Erratum in *Arthritis Rheum*. 2004;50:4073.
39. Ueda S, Dyrby CO, Alexander EJ, Andriacchi TP. Gait Style Affects External Knee Adduction Moment. Annual Meeting Location: Toledo, OH. Available from: URL: <http://www.asbweb.org/conferences/2003/pdfs/152.pdf> American Society of Biomechanics. 2003.
40. Thorp LE, Sumner DR, Block JA, Moio KC, Shott S, Wimmer MA. Knee joint loading differs in individuals with mild compared with moderate medial knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 2006;54:3842–9
41. Robbins SM, Maly MR. The effect of gait speed on the knee adduction moment depends on waveform summary measures. *Gait & Posture*. 2009;30(4):543-6. Epub 2009 Sep 11.
42. Lynn SK, Costigan PA. Effect of foot rotation on knee kinetics and hamstring activation in older adults with and without signs of knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*. 2008;23:779–786.
43. Jenkyns TR, Hunt MA, Jones IC, Giffina JR, Birmingham TB. Toe-out gait in patients with knee osteoarthritis partially transforms external knee adduction moment into flexion moment during early stance phase of gait: A tri-planar kinetic mechanism. *Journal of Biomechanics* 2008;41:276–283.

44. Lloyd DG, Buchanan TS. A model of load sharing between muscles and soft tissues at the human knee during static tasks. *J. Biomech. Eng.* 1996;118:367-376.
45. Berchuck M, Andriacchi TP, Bach BR, Reider B. Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 1990;72:871-7.
46. Zhang LQ, Shiavi RG, Limbird TJ, Minorik JM. Six degrees-of-freedom kinematics of ACL deficient knees during locomotion-compensatory mechanism. *Gait Posture.* 2003;17:34-42.
47. Fontboté CA, Sell TC, Laudner KG, Haemmerle M, Allen CR, Margheritini F, Lephart SM, Harner CD. Neuromuscular and biomechanical adaptations of patients with isolated deficiency of the posterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 2005;33:982-9. Epub 2005 May 11.
48. Schmitt LC, Rudolph KS. Influences on Knee Movement Strategies During Walking in Persons With Medial Knee Osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2007; 57: 1018–1026.
49. Astephena JL, Deluziob KJ, Caldwellc GE, Dunbard MJ, Hubley-Kozeya CL. Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels *Journal of Biomechanics.* 2008;41:868–876.

6 - ANEXOS

Anexo 1 – Termo de Consentimento

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
DEPARTAMENTO DE ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA

Termo de consentimento

Eu, _____,
 portador do RG nº _____, HC nº _____ - _____, residente à
 _____, estado
 _____, telefone nº _____ declaro ter que sido devidamente
 informado sobre a toda a minha participação no projeto de pesquisa: ***Osteotomia
 Proximal de Tíbia em indivíduos com osteoartrite do compartimento medial
 do joelho***, realizada pelo do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da FCM-
 UNCAMP.

Nesta unidade fui devidamente informado sobre o seguinte:

- Que serei devidamente informado de todos os procedimentos a serem realizado segundo as normas e exigências do Comitê de Ética em Pesquisa da FCM/UNICAMP caso venha a fazer parte de alguma etapa deste projeto;
- Que poderei, a qualquer momento, retirar-me do programa, sem que com isso venha ser prejudicado nos demais atendimentos do HC/UNICAMP.

Campinas, SP, _____, de _____ de _____

Prof. Dr. João Batista de Miranda

Coordenador do Projeto

F.C.M. – UNICAMP

Anexo 1 – KSS – Knee Society Score

Escore da Sociedade de Joelho

“KNEE SCORE” (ESCORE DO JOELHO)	PONTOS
<ul style="list-style-type: none"> • Unilateral ou bilateral (joelho oposto substituído com sucesso) • Unilateral, outro joelho sintomático • Artrose múltipla ou enfermidade clínica 	
DOR	
Nenhuma	50
Leve ou ocasional	45
Somente escadas	40
Marcha e escadas	30
Moderada Ocasional	20
Continua	10
Grave	0
AMPLITUDE DE MOVIMENTO	
5° = 1 Ponto	25
ESTABILIDADE (MOVIMENTO MÁXIMO EM QUALQUER POSIÇÃO)	
Antero-Posterior: <5mm	10
5-10mm	5
10mm	0
Médio-Lateral: <5°	15
6-9°	10
10-14°	5
15° 0	
SUBTRAÇÕES	
Contratura em Flexão 5-10°	- 2
10-15°	- 5
16-20°	- 10
>20°	- 15
Limitação da Extensão < 10°	- 5
10°-20°	- 10
>20°	- 15
Alinhamento 5-10°	0
0-4°	- 3 por grau
11-15°	- 3 por grau
Outro	- 20
“FUNCTIONAL SCORE” (ESCORE FUNCIONAL)	
MARCHA	
Ilimitada	50
>10 quarteirões	40
5-10 quarteirões	30
<5 quarteirões	20
Limitado à casa	10
Restrito	0
ESCADAS	
Normal na subida e na descida	50
Normal na subida; descida com corrimão	40
Subida e descida com corrimão	30
Subida com corrimão; descida incapaz	15
Incapaz	0
SUBTRAÇÕES	
Bengala	- 5
Duas bengalas	- 10
Muletas ou andador	- 20