

**PAMELA BRANCO SCHWEITZER**

**CARACTERÍSTICAS CLINICO-FUNCIONAIS E BIOMECÂNICAS DA  
MARCHA DE IDOSOS COM OSTEOARTROSE DE JOELHOS**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**FLORIANÓPOLIS - SC**

**2008**

**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE E DESPORTO – CEFID  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO  
HUMANO**

**PAMELA BRANCO SCHWEITZER**

**CARACTERÍSTICAS CLINICO-FUNCIONAIS E BIOMECÂNICAS DA  
MARCHA DE IDOSOS COM OSTEOARTROSE DE JOELHOS**

Dissertação apresentada à Coordenadoria de Pós-Graduação do Centro de Educação Física Fisioterapia e Desporto – CEFID, da Universidade do Estado de Santa Catarina, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano – Área de Concentração Biomecânica.

**Orientador:** Dr. Sebastião Iberes Lopes Melo.

**FLORIANÓPOLIS**

**2008**

**PAMELA BRANCO SCHWEITZER**

**CARACTERÍSTICAS CLINICO-FUNCIONAIS E BIOMECÂNICAS DA  
MARCHA DE IDOSOS COM OSTEOARTROSE DE JOELHOS**

Trabalho aprovado como requisito parcial na obtenção do grau de mestre, no curso de pós-graduação em Ciências do Movimento Humano/ área de Biomecânica da Universidade do Estado de Santa Catarina

**BANCA EXAMINADORA:**

Orientador:

---

Professor Dr. Sebastião Iberes Lopes Melo  
UDESC

Membros:

---

Professora Dra. Giovana Zarpellon Mazo  
UDESC

---

Professor Dr. Gilmar Moraes Santos  
UDESC

---

Professora Dra. Saray Giovana dos Santos  
UFSC

**Florianópolis, 03 de setembro de 2008**

## AGRADECIMENTOS

Inicialmente gostaria de agradecer a Deus por permitir que eu fizesse parte de uma família com condições de oportunizar um bom estudo, me capacitando a frequentar este curso de pós-graduação. Em segundo lugar, gostaria de agradecer a compreensão dos meus filhos, Nathália e Franco, pela minha ausência, e a paciência que tiveram em aguardar o momento disponível para estarmos juntos. Agradecer também ao meu namorado, Paulo, que me substituiu, nos cuidados com meus filhos, enquanto eu estava ausente e sempre me incentivou a persistir não importando as dificuldades passadas. Agradecer as pessoas, colegas e professores, a colaboração, de forma incondicional, para a concretização das tarefas exigidas pelo mestrado.

A minha mãe Lúcia (in memorian) e meu pai Alaor (in memorian), que no seu processo de educação me ensinaram a perseverar, a superar dificuldades, a desenvolver as próprias capacidades, baseadas em valores como responsabilidade, dedicação, correção, empenho, respeito e profissionalismo.

Que eu possa deixar como exemplo, aos meus filhos, que o amadurecimento nunca será alcançado se não tivermos coragem de agir e se não pudermos aceitar as responsabilidades que nos são colocadas. E que se, as tarefas que nos cabem, forem feitas com amor, sempre alcançaremos o sucesso.

## RESUMO

Esta é uma pesquisa descritiva que teve como objetivo geral avaliar as alterações clínico-funcionais e dinâmicas da marcha de idosos com osteoartrose de joelho. Os objetivos específicos foram verificar as características clínico-funcionais dos joelhos de idosos com osteoartrose de joelho; verificar as características cinéticas da marcha dos idosos com osteoartrose de joelhos; comparar as características cinéticas da componente vertical da força de reação do solo da marcha de indivíduos com osteoartrose de joelho, com valores normais de referência e analisar as características morfológicas da curva da força de reação do solo. Participaram da pesquisa 12 idosos com diagnóstico médico de osteoartrose de joelhos, escolhidos de forma não probabilística intencional. As variáveis de estudo foram medidas do ângulo “Q” do joelho, amplitude articular ativa e passiva de extensão e flexão do joelho, velocidade habitual e máxima da marcha, e forças verticais de reação do solo. Os dados cinéticos foram coletados na velocidade habitual de cada sujeito com frequência de amostragem de 600hz. O processamento dos dados foi no programa SPSS 11.0 e SAD 32. A estatística utilizada foi a descritiva, com média, desvio padrão e coeficiente de variação. Analisando os resultados pôde-se observar que os sujeitos apresentaram alta intensidade de dor ( $8,2 \pm 1,5$ ), obesidade em 5/6 dos sujeitos, diminuição da amplitude ativa e passiva de movimento articular de flexão e extensão do joelho, diminuição da velocidade habitual da marcha ( $2,7 \pm 0,43$ ), alteração postural em varo ou valgo em  $\frac{3}{4}$  dos sujeitos. Além disso, houve um significativo aumento da média da força de suporte médio ( $87\% \pm 0,039$  PC) e uma diminuição do primeiro pico de força ( $96\% \pm 0,03$  PC), do segundo pico de força ( $99\% \pm 0,02$  PC) e da taxa de aceitação do peso ( $71^\circ \pm 3,4$ ), sugerindo que os indivíduos deste estudo apresentam disfunção articular dos joelhos e não apresentam força muscular e ligamentar suficiente para controlar a flexão (amortecimento) e estabilidade do joelho durante a fase de apoio. E ainda, que a dor pode estar sendo gerada pelas cargas crônicas de movimentos repetitivos ocasionadas pela disfunção articular, alteração postural e excesso de peso que acometem estes sujeitos. Este estudo demonstra que a análise objetiva da marcha associada aos parâmetros clínico-funcionais do joelho, pode ser usada para documentar as adaptações na marcha de idosos com osteoartrose de joelhos e para o planejamento de intervenções terapêuticas mais eficazes.

**Palavras Chave:** Osteoartrose de Joelho. Análise da Marcha. Biomecânica do Joelho.

## ABSTRACT

This is a descriptive search that has a general objective the evaluation of the clinic-functional and dynamic of the gait in elderly with knee osteoarthritis. The specific objectives were to verify the clinic-functional characteristic of the knee in elderly with osteoarthritis; verify the kinetics characteristics of the gait in elderly with knee osteoarthritis; compare the kinetic characteristics of the vertical ground reaction forces with normal parameters and identify the morphologic characteristics of the ground reaction forces curve. Twelve elderly subjects with medical knee osteoarthritis diagnosis were intentionally chosen. The clinic-functional and kinetics variables were measured through the “Q” angle of the knee, active and passive flexion and extension amplitude of the knee, habitual and maximal velocity of the gait and vertical ground reaction forces. The kinetics data were collected in habitual speed with frequency of sampling of 600Hz. The data were processed through SPSS 11.0 and SAD 32 programs. The statistic used was descriptive, with average, standard deviation and coefficient of variation. Analyzing the results, the observations were that the subjects showed high intensity of the pain ( $8,2 \pm 1,5$ ), obesity in 5/6 of the subjects, diminution of the active and passive amplitude of the flexion and extension of the knee, decreased velocity of the gait ( $2,7 \pm 0,43$  km/h), and postural varo and valgus deviation in  $\frac{3}{4}$  of the subjects. More than these, there were a significant increase in the median support force ( $87\% \pm 0,039$  BW) and a diminution of the first peak of force ( $96\% \pm 0,03$  BW), second peak of force ( $99\% \pm 0,02$  BW) and in body weight acceptance tax ( $71^\circ \pm 3,4$ ), suggesting that the subjects of this study do not have enough muscular and ligament forces to control the flexion (shock absorber) and stabilization of the knee during the stance phase of the gait. And the pain, must be doing by chronic repetitive movement occasioned by the articular dysfunction, altered alignments and obesity that accompanying these subjects. This paper demonstrates that the objective analysis of the gait in association with the clinic-functional parameters of the knee can be used to document the gait adaptations of the subjects with knee osteoarthritis, and to plan best therapeutics interventions.

**Key words:** Knee osteoarthritis, Gait Analysis, Biomechanics of the knee

## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

FRS (Força de Reação do Solo)

PPF (Primeiro Pico de Força)

SPF (Segundo Pico de Força)

FSM (Força de Suporte Médio)

TAP (Taxa de Aceitação do Peso)

AVDs (Atividades de Vida Diária)

## LISTA DE APÊNDICES

Apêndice I:	Formulário de Consentimento .....	81
Apêndice II:	Ficha de Avaliação .....	83
Apêndice III:	Carta Convite Participação na Pesquisa.....	86
Apêndice IV:	Estudo Piloto. ....	88



**LISTA DE ANEXOS**

Anexo I:	Questionário McGill de Dor .....	84
Anexo II:	Escala Linear de Dor .....	85

**LISTA DE QUADROS**

Quadro 1:	Variáveis Antropométricas e Clínico-Funcionais .....	20
Quadro 2:	Variáveis Cinéticas .....	20
Quadro 3:	Características dos sujeitos da pesquisa	48

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Componente Vertical da Força de Reação do Solo.....	24
Figura 2: Dimensão do Ciclo da Marcha .....	37
Figura 3: Movimento Tridimensional do Joelho e Arcos usados na Marcha Livre .....	38
Figura 4: Cinegrama da Marcha Normal .....	40
Figura 5: Marcha Artrogênica (rigidez de joelho ou quadril) .....	42
Figura 6: Estadiômetro .....	50
Figura 7: Balança Digital .....	50
Figura 8: Paquímetro .....	51
Figura 9: Plataforma de Força .....	53
Figura 10: Medida da Amplitude Ativa de Flexão do Joelho .....	56
Figura 11: Medida do Ângulo “Q” do Joelho .....	57
Figura 12: Morfologia Normal da Força de Reação do Solo .....	70
Figura 13: Morfologia da Média das Forças de Reação Vertical do Solo com seus respectivos Desvios Padrão .....	70

**LISTA DE TABELAS**

Tabela 1:	Características Clínico-Funcionais dos Sujeitos com OA de Joelhos ....	62
Tabela 2:	Frequência dos Ângulos “Q” dos Joelhos dos Sujeitos com OA .....	64
Tabela 3:	Frequência dos Índices de Massa Corporal dos Sujeitos com OA de Joelhos .....	65
Tabela 4:	Características Cinéticas da Marcha dos Sujeitos com OA de Joelhos ..	68
Tabela 5:	Comparação das Forças Verticais de Reação do Solo dos Sujeitos com OA de Joelhos com valores normais de referência.....	68



## SUMÁRIO

<b>I</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	15
1.1	PROBLEMA .....	15
1.2	JUSTIFICATIVA .....	17
1.3	OBJETIVOS .....	18
1.3.1	Objetivo Geral .....	18
1.3.2	Objetivos Específicos .....	18
1.4	IDENTIFICAÇÃO E DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS .....	19
1.4.1	Estatura .....	20
1.4.2	Massa .....	20
1.4.3	Dor .....	20
1.4.4	Deformidade no Alinhamento Articular (Ângulo “Q”).....	20
1.4.5	Amplitude Articular Ativa .....	21
1.4.6	Amplitude Articular Passiva .....	22
1.4.7	Velocidade da Marcha .....	22
1.4.8	Variáveis Cinéticas da Componente Vertical da Força de Reação do Solo .....	23
1.4.8.1	Primeiro Pico de Força (PPF) .....	23
1.4.8.2	Segundo Pico de Força (SPF).....	24
1.4.8.3	Força de Suporte Médio (FSM).....	24
1.4.8.4	Taxa de Aceitação do Peso (TAP).....	24
1.5	LIMITAÇÃO E DELIMITAÇÃO DO ESTUDO .....	25
<b>II</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	27
2.1	OSTEOARTROSE DE JOELHO E IMPLICAÇÕES CLÍNICO FUNCIONAIS	27
2.1.1	Dor.....	30
2.1.2	Alinhamento Articular (ângulo “Q”).....	32
2.1.3	Amplitude de Movimento.....	33
2.2	A MARCHA (VARIÁVEIS CINÉTICAS E CINEMÁTICAS) .....	35
2.3	ESTUDOS E TENDÊNCIAS NA OSTEOARTROSE DE JOELHOS .....	43
<b>III</b>	<b>METODOLOGIA</b> .....	49
3.1	CARACTERÍSTICAS DA PESQUISA .....	49
3.2	SUJEITOS DA PESQUISA.....	49
3.2.1	Descrição dos Sujeitos .....	49

3.2.2	Seleção dos Sujeitos .....	50
3.3	INSTRUMENTOS DE MEDIDA .....	51
3.3.1	Para as Medidas Antropométrica e Clínico-funcional .....	51
3.3.2	Para as Medidas das Variáveis Cinéticas .....	55
3.4	PROCEDIMENTOS PARA A COLETA DE DADOS .....	56
3.5	COLETA DE DADOS .....	56
3.6	PROCESSAMENTO DOS DADOS.....	61
3.7	TRATAMENTO ESTATÍSTICO .....	62
<b>IV</b>	<b>DISCUSSÃO DOS RESULTADOS .....</b>	<b>63</b>
4.1	CARACTERÍSTICAS CLÍNICO-FUNCIONAIS .....	63
4.2	CARACTERÍSTICAS CINÉTICAS DA MARCHA .....	69
4.3	CARACTERÍSTICAS MORFOLÓGICAS DAS CURVAS DE REAÇÃO DO SOLO.....	73
<b>V</b>	<b>CONCLUSÕES .....</b>	<b>77</b>
<b>VI</b>	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>79</b>
<b>VII</b>	<b>APÊNDICES.....</b>	<b>88</b>
<b>VIII</b>	<b>ANEXOS .....</b>	<b>98</b>

## I. INTRODUÇÃO

### 1.1 PROBLEMA

As patologias do joelho ocasionadas por deterioração local da cartilagem articular são bastante comuns na prática clínica, cirúrgica e fisioterápica, principalmente as decorrentes de doenças degenerativas dessa articulação. A osteoartrose (OA) é uma das patologias degenerativas dessa articulação, e é considerada por Deyle et al. (2005), a doença articular mais comum e o maior problema de saúde no mundo. Doherty (2001), afirma que é a desordem articular mais prevalente e está associada fortemente a idade, e acrescenta ainda que o risco de incapacidade funcional atribuída a OA de joelhos é tão grande quanto aquela devido a doenças cardíacas, e maior que qualquer doença do idoso. Davis et al. (1991) estimaram que 9% dos homens e 18% das mulheres com idade superior a 65 anos, têm OA de joelhos.

Ela pode ser primária ou secundária a outras patologias como a condromalácia, subluxação patelar, aumento da anteversão femoral, aumento da torção tibial lateral, associados com as alterações de parâmetros de alinhamento do plano coronal (geno varo ou valgo), com as medidas do espaço articular tibio-femural, com a geometria articular do joelho, as alteração da congruência das superfícies articulares, e com a posição da patela (MAGEE, 1997).

Noyes et al. (1992) relatam que as condições que aumentem as forças no compartimento medial do joelho, levam a uma degeneração mais rápida desse compartimento.



Outra pesquisa realizada por Sharma et al. (1995), revela que quando o alinhamento articular do joelho tem mais de 5 graus, tanto na direção valgo como varo, o risco de deterioração funcional no teste de sentar-levantar e na severidade da dor é duplicado, e triplicado quando essa alteração acomete os dois joelhos. Por conseguinte, os distúrbios progressivos no alinhamento articular e na mecânica articular acabam proporcionando uma má distribuição de forças de translação e compressão ocasionando um ciclo vicioso de degeneração da cartilagem articular e do osso subcondral.

Além de a OA ser uma doença comum em idosos, de apresentar um risco muito grande de incapacidade funcional dos sujeitos, ela está também, associada à dor, rigidez, e diminuição das amplitudes de movimento das articulações acometidas, levando a uma limitação significativa da habilidade individual de levantar de uma cadeira, permanecer em pé confortavelmente, caminhar ou subir escadas, comprometendo a independência funcional destes indivíduos.

Em estudos da marcha, como os de Andriachi et al., (2000) se observa que as mensurações estáticas não são tão preditivas de resultado clínico quanto às mensurações individuais de variações dinâmicas de carga, durante a marcha. Os estudos de Dyrby et al., (2001) e Koo et al., (2005), indicaram que os padrões de deterioração da cartilagem articular e o aumento da proporção de deterioração relativo ao lado contralateral são influenciados pela mecânica da marcha, podendo dar idéia dos possíveis mecanismos de início e progressão da degeneração da cartilagem.

A carência de métodos de avaliação das características clinico-funcionais e dinâmicas da marcha de idosos com OA de joelhos, que possibilitem um diagnóstico funcional mais preciso pelo fisioterapeuta e uma possível correção não invasiva destas disfunções, faz com que se busque neste estudo, a identificação destas possíveis alterações, através da seguinte questão:

## “QUAIS AS CARACTERÍSTICAS CLINICO-FUNCIONAIS E DINÂMICAS DA MARCHA DE IDOSOS COM OSTEOARTROSE DE JOELHOS?”

### 1.2. JUSTIFICATIVA

Atualmente se observa a necessidade do desenvolvimento de novos métodos para a avaliação, prevenção e tratamento da osteoartrose, requerendo um aumento no conhecimento dos fatores que influenciam a progressão da doença e o desenvolvimento de habilidades de quantificar a progressão da doença. Os estudos da marcha e das alterações clínico funcionais estão entre eles.

Se a osteoartrose de joelho está associada a deformidades posturais e funcionais, dando origem à dor e disfunção, com piora do quadro quando acompanhada por alterações da marcha (VIEL, 2001). Se é uma doença prevalente em indivíduos idosos onde, o acúmulo de eventos biológicos que ocorrem ao longo do tempo, leva a uma perda da habilidade de adaptação ao meio (VERDERI, 2001). Se a perda da habilidade de adaptação leva ao desenvolvimento de processos de alteração postural, degeneração articular com conseqüente alteração funcional faz com que a avaliação e o tratamento desta patologia, se tornem um desafio na área da ortopedia, reumatologia e fisioterapia.

Se grande parte dos estudos biomecânicos da marcha está sendo conduzida com idosos saudáveis e poucos deles têm quantificado as alterações da marcha de idosos com OA de joelhos. Se a presença de deformidades angulares no plano coronal, observadas nos pacientes com osteoartrose associadas a fatores dinâmicos durante a marcha, pode demonstrar as adaptações funcionais e de sobrecarga sofrida por essa articulação (WANG, et al. 1990 e LOBO DA COSTA E AMADIO, 1992), e se o mau alinhamento dinâmico está baseado na

combinação do alinhamento estático e das cargas dinâmicas que se impõe ao joelho durante a marcha e em outras atividades de vida diária (ANDRIACHI 1994), se justifica a busca de meios para mensurar as posturas e movimentos do corpo, permitindo a identificação das condições de carga que a cartilagem articular dos pacientes com osteoartrose estão submetidas e em como esse ambiente influencia a saúde deste e de outros tecidos envolvidos.

Portanto a análise postural e funcional biomecânica do indivíduo e do padrão da marcha se tornam apropriadas tanto para o desenvolvimento de um diagnóstico funcional fisioterápico, como também para o planejamento da intervenção terapêutica, ou seja, como parâmetro de avaliação, da progressão, da estabilidade ou da melhora da doença, em função de um tratamento de escolha. Essa análise pode fornecer informações importantes sobre a disfunção mecânica do indivíduo avaliado, o que não pode ser obtido somente com o diagnóstico clínico, pois ele não dá informações funcionais e mecânicas suficientes para determinar a condição do indivíduo, e conseqüentemente o tratamento mais apropriado para essa condição.

### 1.3 OBJETIVOS

#### 1.3.1 OBJETIVO GERAL

- Avaliar as alterações clínico-funcionais e dinâmicas da marcha de idosos com osteoartrose de joelho.

#### 1.3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Verificar as características clínico-funcionais dos joelhos de idosos com osteoartrose de joelho;
- Verificar as características cinéticas da marcha dos idosos com osteoartrose de joelhos

- Comparar as características cinéticas da componente vertical da força de reação do solo da marcha dos indivíduos do estudo com valores normais de referência;
- Analisar as características morfológicas da curva de força de reação do solo dos indivíduos com osteoartrose de joelhos.

#### 1.4 IDENTIFICAÇÃO E DEFINIÇÃO CONCEITUAL E OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS

A escolha das variáveis antropométricas e clinico-funcionais (Quadro 1) se baseou na experiência clínica observada de queixa de dor, limitação da amplitude de movimento para realização das atividades de vida diária, na observação do grau de comprometimento articular e diminuição da velocidade da marcha que acompanham os idosos com OA. Com relação as variáveis cinéticas (Quadro 2), é sabido que a dor interfere na velocidade da marcha e no tempo de suporte sobre o membro afetado podendo então, servirem de parâmetros para medir o quadro funcional dos sujeitos estudados de forma quantitativa. Essas variáveis estão organizadas em quadros e discriminadas conceitualmente e operacionalmente, conforme segue:

Quadro 1: Variáveis Antropométricas e Clinico-Funcionais

VARIÁVEL	UNIDADE DE MEDIDA	RECURSOS
Estatura	(m)	Estadiômetro
Massa	kg	Balança
Dor	- Escores de 1 a 10, -Escore de palavras/categorias	- Escala Linear de Dor - Questionário de Dor
Deformidade (medida ângulo Q)	> 18° = Valgo < 13° = Varo	Fotografia – Programa Corel Draw
Amplitude ativa de flexão e extensão do Joelho	Graus	Fotografia – Programa Corel Draw
Amplitude passiva de flexão e extensão do Joelho	Graus	Fotografia – Programa Corel Draw
Velocidade habitual e máxima da marcha	Km/h	Esteira Instrumentalizada

Quadro 2: Variáveis Cinéticas

VARIÁVEL	UNIDADE DE MEDIDA	INSTRUMENTO
Primeiro Pico de Força (PPF)	Normal = 110 a 120% Porcentagem do peso	Plataforma de Força
Segundo Pico de Força (SPF)	Normal = 110 a 120%	Plataforma de Força
Força de Suporte Médio (FSM)	Normal= 80%	Plataforma de Força
Taxa de Aceitação do Peso (TAP)	Tangente de alfa (N/s) Inclinação da curva em graus	Plataforma de Força

#### 1.4.1 ESTATURA

**Conceitual:** É uma variável antropométrica, quantitativa de razão, que define a altura de uma pessoa (PETROSKI, 1999).

**Operacional:** Para medir a estatura foi utilizada uma trena metálica de parede com alcance de 2,20m e escala de 0,1mm e foram computados na ficha de avaliação, em metros. (Anexo III).

#### 1.4.2 MASSA

**Conceitual:** É uma variável antropométrica quantitativa de razão que define a medida da quantidade de matéria que um corpo possui, (Neto, L.F. – [www.feiradeciencias.com.br](http://www.feiradeciencias.com.br)).

**Operacional:** Para a mensuração da massa do indivíduo, foi utilizada uma balança digital da marca Toledo, com capacidade de 0 a 150 kg com escala de 50g que foram computados na ficha de avaliação em kg, (Anexo III).

#### 1.4.3 DOR

**Conceitual:** Dor é uma experiência emocional e sensorial desagradável associada a uma lesão atual ou potencial dos tecidos ou descrita em termos de tal lesão (NOLAN, 1990).

**Operacional:** Operacionalmente, a dor foi descrita com o julgamento feito pelo paciente da sua dor, no instante da avaliação, usando a escala linear de dor e o questionário de McGill de dor (Anexo III).

#### 1.4.4 ALINHAMENTO ARTICULAR

**Conceitual:** É a orientação espacial da articulação, a formação em linha reta da articulação. No caso do joelho, o ângulo “Q” (Quadriceps Angle) ou ângulo patelo-femural, conforme MAGEE (1997) é o ângulo entre o músculo quadríceps e o tendão patelar e pode representar o alinhamento do joelho no plano coronal, ou seja, que o membro inferior esteja em um ângulo reto com a linha que cruza as duas espinhas ilíacas antero-superiores.

**Operacional:** Para se obter o índice de alinhamento do joelho, no plano coronal, foi utilizada a medida do ângulo “Q” do joelho avaliado, no qual o paciente estava em posição ortostática, os pés foram colocados a uma distância igual à largura do quadril. Nessa posição foram colocados marcadores reflexivos na espinha ilíaca antero superior (EIAS), no centro da patela e na tuberosidade anterior da tíbia do membro afetado, e o indivíduo foi fotografado. O ângulo “Q” foi determinado na imagem reproduzida, com o auxílio do programa Corel Draw, medindo a angulação entre a intersecção das linhas formadas pela união dos pontos reflexivos. O ângulo, supra patelar, formado pela intersecção dessas linhas representou o ângulo Q e foi expresso em graus (fig.11).

#### 1.4.5 AMPLITUDE ARTICULAR ATIVA DE MOVIMENTO DE FLEXÃO E EXTENSAO DE JOELHO

**Conceitual:** Movimentos articulares resultantes de uma ação voluntária dos músculos, que conforme PARIS (1999) é importante para observação da função muscular e articular. A flexão normal de referencia ocorre de zero a mais ou menos 120 graus, dependendo do tamanho da massa muscular da panturrilha em contato com a face posterior da coxa. A amplitude normal de referencia em extensão é de 0 grau.

**Operacional:** O ângulo de flexão e extensão ativa foi mensurado pela intersecção das retas adquiridas pela união dos pontos reflexivos dos eixos articulares do quadril ao eixo do joelho

e do eixo do joelho ao eixo do tornozelo, no instante de máxima flexão e extensão ativa do sujeito. Nestes instantes o sujeito foi fotografado e o cálculo do ângulo foi mensurado utilizando o programa Corel Draw e foi expresso em graus.

#### 1.4.6 AMPLITUDE ARTICULAR PASSIVA DE MOVIMENTO DE FLEXÃO E EXTENSÃO DE JOELHO

**Conceitual:** Movimentos no quais as articulações são passivamente mobilizadas em direção da amplitude de movimento. São testados neste caso, os movimentos osteocinemáticos, que contrastando com os movimentos ativos poderá se determinar a natureza da resistência no final da amplitude de movimento (sensação de final de curso). Espera-se que em uma articulação saudável a amplitude passiva seja maior que a amplitude ativa (PATLA, 1993).

**Operacional:** O ângulo de flexão e extensão passiva foi mensurado pela intersecção das retas adquiridas pela união dos pontos reflexivos dos eixos articulares do quadril ao eixo do joelho e do eixo do joelho ao eixo do tornozelo, no instante em que o fisioterapeuta, depois da amplitude ativa, passivamente fletiu e estendeu o joelho do sujeito até o limite suportável do sujeito. Neste instante o sujeito foi fotografado e foi utilizado o programa Corel Draw para o cálculo da amplitude passiva, expresso em graus.

#### 1.4.7 VELOCIDADE DA MARCHA

**Conceitual:** É a medida da rapidez com a qual um corpo altera sua posição. A velocidade média, que é uma medida da velocidade, é a razão entre um deslocamento e o intervalo de tempo levado para efetuar esse deslocamento (NIGG & HERZOG, 1995).

**Operacional:** A velocidade habitual da marcha foi calculada utilizando-se de duas fotocélulas que foram colocadas a uma distância de três metros entre elas, onde o indivíduo percorreu essa distância em um determinado tempo, essa velocidade foi dada em m/s e convertida para

km/h. A velocidade máxima da marcha foi verificada pela máxima velocidade que o sujeito suportou pelo período de quinze segundos contínuos na esteira, iniciando pela velocidade habitual determinada anteriormente.

#### 1.4.8 VARIÁVEIS CINÉTICAS DA COMPONENTE VERTICAL DA FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO (Eixo Y)

Conforme a figura a seguir, estas variáveis apresentam dois picos de força, sendo o primeiro relacionado a fase de recepção do pé no solo, e o segundo relacionado a fase de propulsão. O primeiro pico é chamado de pico passivo e o segundo de pico ativo. Estudando essa curva, podem-se analisar as componentes da força vertical durante a marcha, dos indivíduos estudados. Os dados são obtidos durante a marcha sobre a plataforma de força.

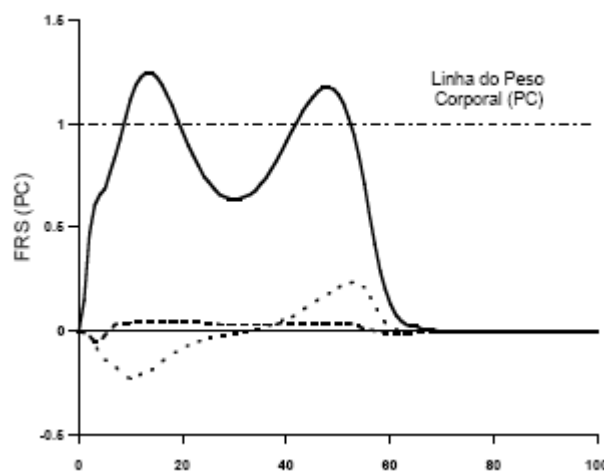


Figura 1: Componentes da Força de Reação do Solo (FRS) normalizada pelo peso corporal (PC) durante um ciclo do andar. Dados referentes a adultos normais em velocidade confortável auto-selecionada. Fonte: BARELA (2005, p. 129)

##### 1.4.8.1 PRIMEIRO PICO DE FORÇA (PPF) (Fig. 1)

**Conceitual:** É o pico máximo da força de reação vertical do solo na primeira metade da curva, resultante da força de colisão do calcanhar com o solo. Relacionam-se as oscilações do centro de massa do corpo para cima e para baixo (WINTER, 1991; ROSE & GAMBLE,



1998).

**Operacional:** O valor de força obteve-se no momento em que o calcanhar do paciente pisou na plataforma de força, gerando um valor máximo de força na fase inicial de apoio. O valor desta variável foi obtido através do registro sobre as plataformas de força, as quais emitiram um sinal elétrico proporcional a força aplicada sobre elas, sendo normalizado pelo peso corporal de cada indivíduo. Foi o valor máximo encontrado durante a primeira metade do contato do pé no solo, normalizado pelo peso corporal (Força/peso = N/N).

#### 1.4.8.2 SEGUNDO PICO DE FORÇA (SPF), (Fig. 1)

**Conceitual:** É o pico máximo da força de reação vertical do solo na segunda metade da curva, correspondente a retirada do pé. É indicada em Newton ou normalizada pela força peso do indivíduo e é relacionada às oscilações do centro de massa do corpo para cima e para baixo (WINTER, 1991; ROSE E GAMBLE, 1998). É representada pela força gerada pelo movimento que é controlado pelos músculos propulsores.

**Operacional:** O valor de força obteve-se no momento em que a ponta do pé do paciente pisou na plataforma de força. Foi o valor máximo encontrado na segunda metade do tempo de apoio completo do toque do pé no solo, normalizado pelo peso corporal de cada sujeito.

#### 1.4.8.3 FORÇA DE SUPORTE MÉDIO (FSM)

**Conceitual:** Também chamada de Força de Apoio Médio, e é caracterizada pela força mínima absoluta, ocorrendo entre o primeiro e o segundo pico da curva de Força de Reação do Solo Vertical (força x tempo). Ocorre dentro da segunda metade do tempo de contato completo para cada toque do pé (WINTER, 1991).

**Operacional:** Obteve-se no momento que o indivíduo estava com todo o apoio do peso em um só pé durante o ciclo da marcha, gerando um valor mínimo entre o primeiro pico e o

segundo pico. Este valor foi normalizado pelo peso corporal de cada sujeito.

#### 1.4.8.4 TAXA DE ACEITAÇÃO DO PESO (TAP)

**Conceitual:** É a parcela de tempo entre o contato inicial e o tempo de máxima flexão do joelho do membro de suporte durante o apoio (WINTER, 1991). Corresponde a inclinação da curva força/tempo, durante a fase de contato do calcanhar com o solo, considerada de um ponto situado a 10% do primeiro pico de força e a outro ponto a 90% do primeiro pico de força.

**Operacional:** A taxa de aceitação do peso foi obtida através da inclinação da curva naquele período, desprezando os primeiros e os últimos 10% da curva (força x tempo), ou seja, dez por cento da variação entre o tempo final e inicial foram subtraídos do tempo final (tempo final – 10%), e somados ao tempo inicial (tempo inicial + 10%). Desses valores foram anotados os valores de força correspondente a estes valores de tempo, na curva de cada passo. A inclinação da curva foi calculada através da seguinte fórmula:  $(F_f - F_i) / (t_f - t_i)$ , que representa a cotangente desta reta.

### 1.5. LIMITAÇÃO E DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

1.5.1 O número de sujeitos, para realizar o tratamento estatístico adequado e estabelecer inferências, precisaria ser maior, contudo existiu dificuldade em se disponibilizar de idosos voluntários com osteoartrose, que tivessem 60 anos ou mais e tivessem a articulação do joelho envolvida como fator primário da limitação física ou atividade funcional.

1.5.2 Exclusão das forças de reação do solo médio lateral e anteroposteriores. Neste estudo optou-se por estudar somente as forças verticais, pois as plataformas disponíveis onde foram coletados os dados permitiam a coleta somente das forças verticais.

1.5.3 A avaliação da dor pode ser feita somente no momento da avaliação pelo julgamento do

sujeito da percepção da sua dor naquele instante.

1.5.4 A mensuração do alinhamento articular do joelho dos sujeitos deveria ser feito com o ângulo quadril-jelho-tornozelo, feito com RX de todo o membro inferior, para evitar a probabilidade de erros de medida. Como os sujeitos não tinham esse exame e não tinham condições de fazê-los, utilizou-se a medida do ângulo “Q” como forma de mensuração.

## II. REVISÃO DE LITERATURA

Neste capítulo foram abordados temas considerados relevantes para esta pesquisa, com objetivo de fundamentar teoricamente o estudo e auxiliar na discussão dos resultados.

O primeiro tópico se relaciona a osteoartrose de joelhos, buscando conceituar essa patologia e caracterizá-la, destacando as alterações e adaptações do corpo em resposta a esta patologia, e falar também das implicações destas adaptações no movimento e na articulação do joelho. O segundo tópico trata da marcha humana, buscando conceituá-la, identificar as suas fases e subfases, caracterizar a análise biomecânica desse movimento, evidenciando a cinética com enfoque para a força de reação do solo, e suas alterações nos processos degenerativos do joelho. Por fim, o terceiro tópico relata estudos e tendências envolvendo a osteoartrose de joelho.

### 2.1 OSTEOARTROSE DE JOELHO E SUAS IMPLICAÇÕES CLÍNICAS E FUNCIONAIS

A osteoartrose é uma doença degenerativa articular localizada, sem nenhum efeito sistêmico, comum em uma ou mais articulações, e é iniciada por uma deterioração local da cartilagem articular, caracterizada por uma degeneração progressiva desta cartilagem, por hipertrofia e remodelação do osso subcondral (processo dado pelo agrupamento de condrócitos, responsável pela síntese e degradação de matriz, em torno da lesão), além de inflamação secundária da membrana sinovial. São sinônimos os termos osteoartrite, osteoartrose, artrite degenerativa, artrite senil, artrite hipertrófica.

É classificada como primária ou idiopática (caracterizada pelo envelhecimento normal), podendo ser prematura e acelerada em alguns indivíduos (base genética ou algum fator constitucional desconhecido); ou também secundária (mais comum), caracterizada por traumas, deformidades ou doenças capaz de produzir uma lesão inicial da cartilagem levando ao desenvolvimento progressivo secundário degenerativo. Dentre os exemplos de osteoartrose secundária estão as anormalidades congênitas (luxação congênita do quadril), infecções articulares (tuberculose), artrite metabólica (gota), hemartrose repetitiva (hemofilia), traumatismos (menisco), deformidade extraarticular (geno valgo), instabilidade articular (lacião ligamentar), deformidades iatrogências (SALTER, 1999).

Doherty, (2001) divide os fatores de risco de osteoartrose de joelhos em fatores de desenvolvimento da doença como hereditariedade, idade, sexo, obesidade, densidade óssea aumentada, trauma, ruptura de ligamento, varo e valgo, diminuição de força do quadríceps e ocupações ou esportes que exercem repetitivas flexões de joelho e em fatores de progressão da doença, a obesidade, a diminuição da densidade óssea, a diminuição da ingestão de vitamina C e D; o uso de drogas antiinflamatórias não esteróides, as instabilidades e o mau alinhamento articular entre outros. As maiores dificuldades reportadas por indivíduos com osteoartrose de joelhos são com as tarefas domésticas pesadas, subir e descer escadas, levantar de uma cadeira e longas caminhadas (CREAMER et al. 2000).

Do ponto de vista mecânico o desgaste da cartilagem hialina pode ser causado por cargas agudas e crônicas. As falhas usualmente ocorrem quando existe uma combinação de grandes forças externas e uma pequena área de contato entre os ossos adjacentes. As forças externas podem ser ativas, como levantar um peso ou forças de impacto, como uma colisão. As falhas crônicas podem se desenvolver por problemas interfaciais (falta de lubrificação na superfície articular) e/ou fenômeno de fadiga. Os desgastes por fadiga ocorrem na cartilagem articular quando a matriz proteoglicana-colageno é danificada por stress cíclico. A

intensidade, duração, frequência e magnitude do stress podem causar mudanças estruturais nas propriedades da cartilagem normal que afeta sua habilidade de resistir ao desgaste mecânico. O efeito do estresse nas estruturas do corpo tem resultados mecânicos e fisiológicos. O mau estresse pode diminuir o potencial de ação e o potencial de membrana pela modificação do ambiente fisiológico (SALTER, 1999).

Em uma sessão de discussões sobre o comportamento da cartilagem articular em vários ambientes mecânicos, Grozinsky (1998), do Instituto de Tecnologia de Massachusetts (MIT) enfatizou que a compressão estática inibe a síntese de matriz cartilaginosa enquanto compressão dinâmica fisiológica estimulam a síntese de matriz e ainda que altas forças de compressão causam apoptose das células (morte programada das células).

Existem muitas causas potenciais para o desenvolvimento da osteoartrose de joelhos já que a cartilagem articular pode se afetada por alteração do seu aspecto biológico, bioquímico e mecânico. De qualquer modo, sendo uma doença degenerativa articular primária ou secundária, o processo patológico no primeiro estágio é similar. As primeiras mudanças bioquímicas do processo degenerativo são sempre na cartilagem articular, com perda de proteoglicanas da matriz, e o processo patológico local se dá em relação aos vários tecidos que compõem a articulação, como osso subcondral, membrana sinovial, cápsula fibrosa e músculos (FELSON, 1997).

Ao exame físico apresenta um aumento de volume causado por uma moderada efusão e pela atrofia dos músculos em torno da articulação, além de provável alteração postural (valgismo, varismo). O resultado do estudo de Fitzgerald et al. (2004) indica que uma substancial proporção de indivíduos, com OA de joelhos, relata episódios de instabilidade nesta articulação durante as AVDs e essas instabilidades afetam a função física. Sendo assim os programas de reabilitação necessitam de intervenções que vão além da recuperação da

mobilidade, força muscular e diminuição da dor, para maximizar a efetividade da reabilitação.

### 2.1.1 DOR

A dor é uma experiência sensorial e emocional desagradável, derivada de um estímulo sensorial ou lesão neurológica e modificada pela memória, expectativa e emoção de cada indivíduo (MERSKEY et al., 1994), e está associada usualmente com uma lesão ou um processo patofisiológico que cause uma experiência desconfortável. Ombregt et al. (1999) relatam que a intensidade da dor não depende somente da intensidade da irritação do sistema de receptores de dor periférico, mas que a transmissão centrípeta da estimulação nociva periférica está sujeita a um variado grau de modulação facilitatória ou inibitória durante seu curso ao córtex cerebral, ou seja, no sistema de comportas, no núcleo basal espinhal, na substância cinzenta, no tálamo e no próprio córtex cerebral. A atividade destes impulsos não é modulada somente pelos impulsos ascendentes dos nociceptores e dos mecanoreceptores, mas recebem também modulação descendente do sistema reticular, do tálamo e do córtex. Os axônios do tálamo ascendem ao córtex cerebral por três projeções diferentes: para região central do córtex, responsável pela percepção da localização da dor; para o lobo frontal, responsável pela experiência emocional da dor e para o córtex ipsilateral do lobo temporal, responsável pela memória da dor. Sendo assim a modulação ou percepção da dor estará relacionada com as experiências dolorosas e memória de cada sujeito de forma diferenciada.

Pelo fato de não existir manifestações sistêmicas das doenças degenerativas articulares, os sintomas e sinais estão confinados as articulações do indivíduo. Em circunstâncias normais, o sistema de receptores de dor permanece inativo, no caso da osteoartrose este sistema é ativado. As terminações nervosas não mielinizadas (de dor) são despolarizadas pela aplicação de forças mecânicas suficientes que deformam ou lesionam os tecidos da articulação do joelho, após a exposição de concentrações suficientes de substâncias

químicas irritantes como ácido lático, serotonina, prostaglandinas e histamina, liberadas dos tecidos traumatizados ou inflamados.

A dor é o maior sintoma na osteoartrose de joelho e a presença e a severidade da dor são determinantes importantes de disfunção desta articulação, pois está associada ao aumento da dificuldade de andar e de mudanças radiográficas. Alguns dos mecanismos causadores de dor no joelho com osteoartrose são sugeridos por Merritt (1989), como aplicação de carga mecânica em nociceptores por compressão aumentada local ou por movimento articular anormal e irritabilidade de nociceptores mediada por inflamação, contração muscular, fraqueza de quadríceps e efusão. Embora a cartilagem articular não tenha fibra nervosa, o sintoma predominante é a dor provinda dos ossos, membrana sinovial, cápsula fibrosa e espasmo dos músculos em torno da articulação. O mecanismo pelo qual a dor possa contribuir para a disfunção do joelho não é claro, mas Creamer et al. (2000), relatam que a presença da dor pode levar o indivíduo a evitar a atividade física, resultando em um ciclo de dor, inatividade e enfraquecimento muscular.

A reação dos tecidos aos estímulos nocivos é uma reação inflamatória, que tem um papel primário de defesa, e restrição da atividade, enquanto o processo de reparação normal acontece (vasoconstrição, exudação, granulação e reparo). Nos processos crônicos, como na osteoartrose, ocorre um prolongamento desta resposta normal, que Ombregt (1999, p. 35) denominou “processo de inflamação contínua”, ocasionada pelo trauma repetitivo do movimento articular alterado do joelho destes sujeitos. As conseqüências dessa dor persistente, entre pessoas idosas, são inúmeras, entre elas está a depressão, ansiedade, diminuição da socialização, distúrbios do sono, dificuldades da marcha, efeitos adversos de prescrição de múltiplas drogas, aumento do uso do sistema de saúde e dos custos (AGS PANEL, 1998).



### 2.1.2 ALINHAMENTO ARTICULAR

Os fatores mecânicos do alinhamento articular do joelho são freqüentemente envolvidos na etiologia da osteoartrose. Cooke et al. (1987) e Johnson et al. (1980) reconhecem que a presença de deformidades no plano coronal é um fator importante no desenvolvimento da osteoartrose de joelhos, e que as primeiras mudanças no exame radiológico são o estreitamento do espaço articular e esclerose subcondral da articulação, o aparecimento de osteófitos na periferia da superfície articular do fêmur, tíbia e patela, remodelação óssea e incongruência. Os pacientes com OA apresentaram maior grau de varismo, maior grau de flexão na posição ortostática e maior perda do espaço articular medial quando comparados com indivíduos assintomáticos da mesma faixa etária (WANG, et al. 1994), o que é condizente com a presença de alterações patológicas na articulação do joelho.

O alinhamento articular tradicionalmente considera a postura estática como forma de avaliação, onde se tem como princípio de boa postura, aquela em que todas as partes do corpo têm que estar o mais próximo possível da linha da gravidade, resultando em uma postura reta, de orientação vertical das partes do corpo (BIENFAIT, 1995). Teoricamente isto minimiza os momentos agindo no corpo, resultando num mínimo esforço físico para manter a posição funcional. Esta postura estática é ideal para descanso, mas não é adequada para as atividades onde o nível de estresse a que os tecidos do corpo possam estar expostos é maior, e onde o movimento é necessário para que o indivíduo tenha eficiência nas suas tarefas diárias. Por dedução então, se deve considerar também a postura dinâmica no processo de avaliação, entendendo que qualquer indivíduo estará em constante movimento de uma posição para a outra, de modo a interagir com o ambiente, e que esta postura irá exigir um esforço da musculatura para manter o equilíbrio, manter os eixos articulares, as amplitudes articulares e o alinhamento articular, pois o desalinhamento e alteração destas resultam em desequilíbrio entre os músculos agonistas e antagonistas levando ao desenvolvimento de uma disfunção

mecânica. Andriacchi (1988) determinou que o equilíbrio entre as sobrecargas nos compartimentos medial e lateral não depende apenas do alinhamento estático e que a força de compressão exercida pelos músculos desempenha um papel importante na manutenção desse equilíbrio. A postura ideal então, é considerada aquela que, minimize o dispêndio de energia para a sua manutenção, minimize a carga nos tecidos e maximize a funcionalidade.

Muitas medidas de alinhamento no plano coronal se correlacionaram com as medidas de momento flexo-extensor, indicando que a presença de um grau maior de varismo se associa a uma redução do momento flexo-extensor e com a antecipação do tempo do evento na marcha. Se um aumento das medidas de momentos de força é considerado potencialmente prejudicial à articulação, pode-se deduzir que pacientes com melhor alinhamento apresentam melhor padrão de marcha, uma vez que eles podem reduzir o momento flexo-extensor (TEIXEIRA, et al. 1996).

### 2.1.3 AMPLITUDE DE MOVIMENTO (osteocinemática e artrocinemática)

Os movimentos fisiológicos (artrocinemáticos) são aqueles executados quando uma articulação é movida dentro dos três planos cardinais cinesiográficos (coronal, sagital, e transversal), e são: extensão, flexão, rotação, adução, abdução, pronação, e supinação; e podem ser executados de forma passiva pelo terapeuta ou ativa pelo próprio indivíduo.

Durante a execução dos movimentos fisiológicos existem movimentos internos articulares, que são chamados de acessórios (osteocinemáticos), que ocorrem entre superfícies articulares durante movimentos fisiológicos, (BARRAK et al., 1990; MCCONAILL e BASMAJIAN, 1969; MAGEE, 1987). Esses movimentos não podem ser executados ativamente pelo próprio paciente ou serem avaliados com goniômetros e são: aproximação, separação, deslizamento, rolamento, e o girar (BARRAK, 1990; KESSLER E HERTLING, 1990; PARIS E LOUBERT, 1990; WOODEN, 1994), podem ocorrer fora dos planos

cardinais cinesiológicos e são subdivididos em dois tipos: composto e de jogo articular (BARRAK, 1990; KESSLER E HERTLING, 1990).

Os movimentos de jogo articular ocorrem geralmente independentemente de movimentos fisiológicos e como resultado de uma força externa aplicada na articulação. Os movimentos compostos, ao contrário de movimentos acessórios de jogo articular, ocorrem involuntariamente como resultado de movimentos ativos executados pelo próprio paciente; por exemplo, o deslize inferior da patela no fêmur durante a flexão de joelho. Esses movimentos são essenciais para movimentos fisiológicos ocorrerem sem anomalias. Quando a ADM de um movimento acessório estiver limitada, o movimento fisiológico associado a este movimento acessório também terá ADM limitada. Da mesma forma, quando o movimento acessório tiver uma ADM excessiva e a articulação não tiver um bom controle muscular, o movimento fisiológico da mesma também será disfuncional.

Os movimentos fisiológicos requerem certa aproximação e separação entre superfícies articulares. Quando uma superfície articular rola sobre a outra, uma separação ocorre entre as superfícies na direção oposta do rolar, enquanto, uma aproximação ocorre simultaneamente na direção do rolar. A aproximação e a separação entre superfícies articulares diminuem e aumentam o espaço intra - articular respectivamente. Esta alteração do espaço intra-articular durante movimentos de separação e aproximação é importante para que movimentos fisiológicos ocorram sem anomalias. Restrições patológicas de separação articular (causada por contratura capsular ou corpos estranhos intra-articulares) geralmente interferem na execução (ativa e passiva) de movimentos fisiológicos (CYRIAX, 1982; PARIS E LOUBERT, 1990). Stauffer (1977) relata que uma vez que a flexão do joelho em estresse exige uma força maior do quadríceps, se aumenta a força de compressão articular, e por conseqüência, pacientes com joelhos dolorosos, procuram reduzir essa força compressiva através da redução da amplitude de flexo-extensão.

Anandarajah et al. (2004) citam que a degeneração da cartilagem articular, que acontece na OA, leva a uma redução na função física e que mais de 50% dos pacientes apresentam diminuição na amplitude de movimento, que o movimento articular não é suave e plano, e está associado com vários tipos de crepitação articular. A articulação tende a ficar enrijecida após um período de repouso.

Algumas experiências com ratos descritas por Salter (1999) relatam que a compressão contínua da cartilagem articular por duas superfícies articulares opostas, mantidas pelo uso de pinos esqueléticos ou imobilizados em uma posição forçada extrema por 8 dias, deprivando as superfícies articulares completamente de sua nutrição sinovial, mostrou como resultado a necrose da cartilagem articular; assim como também ratos imobilizados por 10 semanas em flexão de joelhos, mostrou que a membrana sinovial se tornou aderente à cartilagem articular, obliterando o espaço líquido entre a cartilagem e a membrana sinovial, bloqueando a nutrição da cartilagem, produzindo lesões irreparáveis da cartilagem e que, este tipo de lesão, também pode ser vista em pacientes secundários a limitação prolongada da mobilidade articular, associada à deformidade persistente dos eixos articulares.

Pelo fato da osteoartrose de joelhos ser, significativamente, a causa de incapacidades e inabilidade física em idosos (FELSON, 1997), devido a dor, rigidez, redução da força muscular e da limitação da amplitude de movimento, ela pode dificultar as atividades de vida diária como a marcha e as simples tarefas de casa dos sujeitos, podendo se tornar o maior problema em termos de manutenção da sua independência (ETTINGER & AFABLE, 1994). Portanto a avaliação clínico funcional da amplitude de movimento articular pode ser útil como informativo a respeito das limitações físicas ocasionadas pela osteoartrose de joelho, e o impacto desta limitação na vida dos idosos.

## 2.2 A MARCHA

Caminhar é o simples ato de cair à frente e agarrar algo. Um dos pés está sempre em contato com o chão e dentro do ciclo da marcha existem dois períodos de simples contato e dois períodos de duplo contato. O padrão de locomoção tende a ser variável, existindo muitas tarefas funcionais envolvidas na marcha, incluindo progressão frontal, equilíbrio alternado entre os membros, ajuste do comprimento dos membros e suporte da parte superior do corpo.

Avaliar ou analisar a marcha necessita de tempo, prática e habilidade técnica combinada com a padronização do avaliador. A maioria das análises de marcha são hoje realizadas com plataforma de força, para se medir as forças de reação do solo, eletromiografia para medir a atividade muscular e/ou cinemetria para mensurar o movimento. As forças que atuam no corpo humano durante o andar, podem ser divididas em duas categorias: as forças externas, que representam todas as interações físicas entre o corpo e o ambiente (força da gravidade, força de reação do solo), e forças internas, que são representadas por forças transmitidas pelos tecidos corporais como os músculos e por forças de tensão transmitidas pelos ligamentos e pelas áreas de contato articular (CAPOZZO, 1984). Nesse sentido necessita-se o conhecimento dos padrões normais da marcha, já que a avaliação clínica utiliza informações simples, quantificadas, comparáveis de um registro a outro e normalizados para um ciclo da marcha. Conforme o peso do corpo cai e desloca-se sobre o pé de apoio, forças verticais, geradas no solo podem ser medidas com instrumentação apropriada.

Os parâmetros cinéticos da marcha podem ser utilizados como referência, dentre eles, as medidas de força de reação do solo, registradas por uma plataforma de força. A componente vertical da força de reação do solo (Fig. 1) compreende três instantes: o primeiro pico, a força de suporte médio e o segundo pico. O primeiro pico exprime a força exercida durante o impacto do calcanhar, esta força varia em uma marcha normal entre 110 e 120% do peso do corpo; a força de suporte médio, a parte funda da curva, pode ser definida como a

força mínima entre o primeiro e o segundo pico de força e corresponde ao instante em que o pé está plano sobre o solo e o valor se aproxima de 80% do peso do corpo; e o segundo pico corresponde a força exercida para separar o pé do solo para avançar, cujo valor deste pico é similar ao primeiro, em caso de uma marcha normal (SACCO, et al., 2001; ANDRADE, et al., 1999; McCORY, et al. 2001; VIEL, 2001).

A taxa de aceitação do peso, que de acordo com Roesler, et. al. (2003), vem sendo amplamente utilizada em pesquisas biomecânicas como indicador de características relacionadas ao recebimento da carga pela estrutura corporal. Ela é caracterizada como a inclinação da curva, onde conforme Hennig (1999), quanto maior a inclinação (em relação ao eixo horizontal) maior este choque. Os valores da taxa de aceitação do peso para sujeitos normais, encontrados por Sacco et al. (2001) foram de 82, 45 graus (7,55PC/s).

A magnitude das forças verticais muda com as variações da velocidade da marcha e podem ser explicadas matematicamente por meio da seguinte equação dadas por Perry (2005):

$$F = M (g + a)$$

Onde F é a componente vertical da força de reação do solo; M a massa do indivíduo; g é a constante gravitacional e a é a aceleração vertical. Como M e g são constantes, a força sobre a plataforma de força varia com a mudança da aceleração vertical. Quando  $a = 0$ , a força é o peso do corpo. Se  $a > 0$ , a força também sobe; se  $a < 0$  a força cai abaixo do peso do corpo. Caminhar em velocidades mais lentas ( $< 60\text{m/min.}$ ) reduz o momento e, portanto a aceleração vertical, com uma diminuição correspondente em ambos os picos e nos desvios do vale a partir do peso do corpo. Um dos aspectos da marcha que alteram com a idade é a velocidade. Quando a velocidade da marcha diminui abaixo de 1,0 a 1,2 m/s, os idosos referem ter maior dificuldade de atravessar a rua com segurança antes de o sinalizador mudar (HOXIE et al., 1994; LANGLOIS et al., 1997), sendo então reconhecida a velocidade da marcha como um predictor de declínio funcional e mortalidade (SPIRDUSO et al., 2001; GURALNIK et al.,

1995; BRANCH et al., 2002).

Os parâmetros cinéticos são estudados dentro do ciclo da marcha (figura 2), e são o intervalo de tempo ou a seqüência de movimento que ocorre entre dois contatos consecutivos iniciais do mesmo pé. Este ciclo consiste de duas fases para cada pé: a *fase de apoio* que ocorre quando o pé está sobre o solo carregando o peso do indivíduo e compõe cerca de 60% do ciclo da marcha. Esta fase consiste de 5 subfases ou instantes: contato inicial, queda do pé, contato inteiro, contato terminal e impulso. A fase *de balanço* que ocorre quando o pé não está carregando o peso, e está se movendo para frente, compõe cerca de 40% do ciclo da marcha e consiste de 3 subfases: aceleração ou balanço inicial, balanço médio e desaceleração ou balanço final.

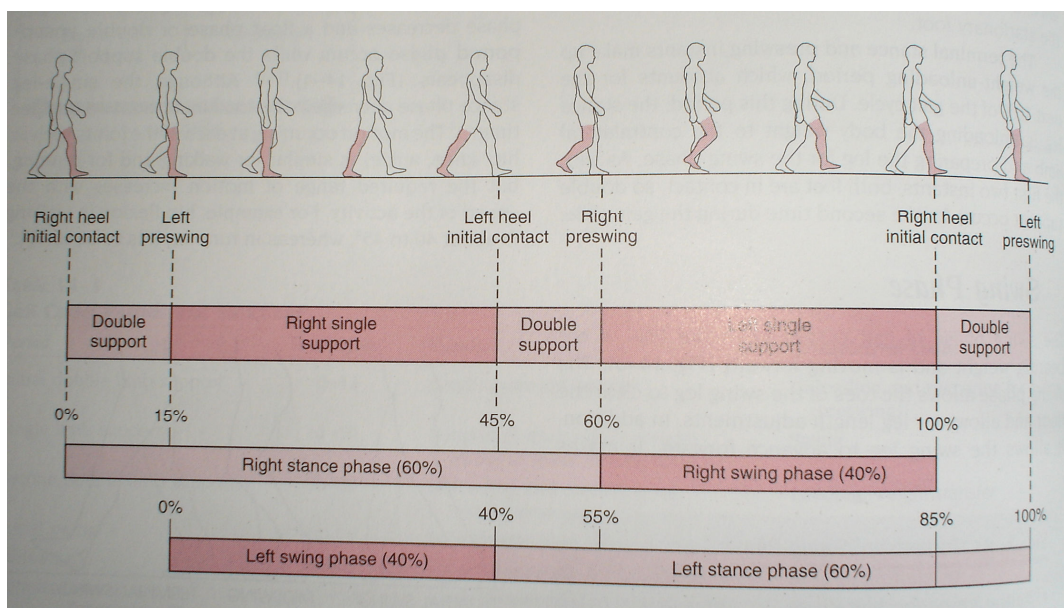


Fig. 2: Dimensão do ciclo da marcha  
Fonte: Magee (1997, pág. 676)

O deslocamento do corpo pelo espaço é descrito como um movimento de translação, decorrente dos deslocamentos angulares dos segmentos do corpo ao redor das articulações. Posto que estes movimentos de translação são resultantes, entre outros fatores, dos deslocamentos angulares de cada segmento corporal, são discerníveis e mensuráveis, eles

podem ser usados como um conjunto de parâmetros para a descrição da passada no andar (INMAN, RALSTON & TODD, 1994).

O joelho é uma articulação muito complexa, caracterizada por uma grande amplitude de movimento no plano sagital e pequenos arcos de mobilidade coronal e transversa. Durante a marcha os movimentos tridimensionais, observados na figura 3, são movimentos que ocorrem no plano sagital (flexão e extensão), utilizado para a progressão no apoio e para o avanço do membro durante o balanço; no plano coronal, para facilitar o equilíbrio vertical sobre o membro, particularmente durante o apoio simples; e no plano transversal, para acomodar as mudanças no alinhamento, enquanto o corpo oscila de trás para frente sobre o membro de apoio.

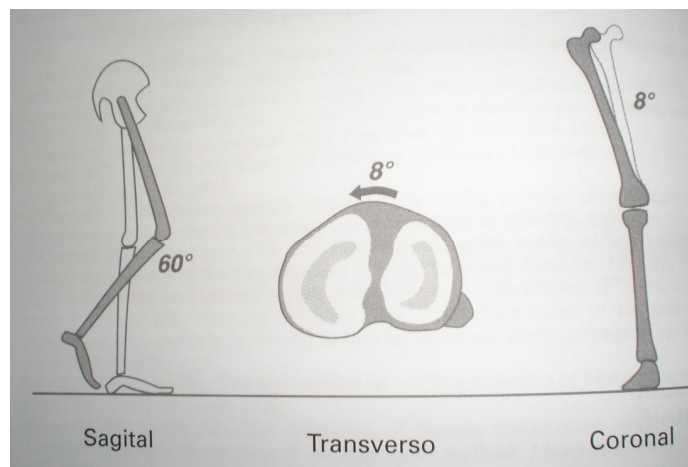


Fig. 3: Movimento Tridimensional do Joelho e Arcos usados na Marcha Livre  
 Flexão no Plano Sagital (60°)  
 Rotação no Plano Transverso (8°)  
 Abdução no plano Coronal (8°)  
 FONTE: PERRY, 2005 p. 82

Os ângulos articulares, então considerados como padrão do movimento de flexão e extensão, que o joelho realiza alternadamente, durante o ciclo do andar, é o de 5 graus de flexão no contato inicial, 65 graus aproximadamente de flexão máxima no período de balanço (PERRY, 1992).

Segundo Sutherland (1998), o movimento de flexão/extensão do joelho apresenta uma



curva onde ocorrem duas ondas de flexão durante o ciclo, começando cada uma em extensão relativa, progredindo para flexão e, a seguir, voltando novamente para o ponto de partida, em extensão. O pico da primeira onda de flexão do joelho, na fase de apoio, ocorre no duplo apoio inicial, no momento de desprendimento do pé oposto (0 – 12% do ciclo). A segunda onda de flexão começa no término do apoio simples (50% do ciclo) e atinge seu pico, na fase de balanço, quando o pé de balanço ultrapassa o pé oposto (62 – 75% do ciclo). Quanto à magnitude de flexão, o mesmo autor refere que, imediatamente após o toque do calcanhar no solo, o joelho se aproxima de 15° de flexão, e continua flexionando até que o centro de massa tenha passado sobre a perna que apóia o peso. David, apud LINK et al. (2001) relatam que este ângulo de flexão, na fase de apoio, auxilia na transferência de peso, e que ocorre a cerca de 20% do ciclo, e a segunda onda de flexão, na liberação do pé, aproximadamente a 70% do ciclo.

Perry (2005) cita que as diferenças, na posição do joelho, no contato inicial não foram relacionadas à velocidade da marcha; entretanto durante a fase de resposta à carga mostrou que uma velocidade menor conduziu a uma redução na flexão do joelho e o aumento na velocidade conduziu ao aumento da flexão do joelho. Durante o restante do apoio médio o joelho se estende gradualmente. A segunda onda de flexão do joelho começa no final do apoio terminal, aproximadamente 7° de flexão estão presentes no momento em que o apoio simples é finalizado pelo contato do outro pé com o solo. Com o início do segundo duplo apoio, o joelho flete e uma posição de 40° de flexão é alcançada no final do pré-balanço. A posição final de 60° é o ângulo máximo de flexão do joelho que ocorre durante o ciclo da marcha (MAGEE, 1997). A partir daí, o joelho começa a estender no balanço médio e a extensão completa é atingida um pouco antes da fase de balanço terminal, onde o joelho tende a baixar até o grau mínimo de flexão. A postura final do joelho no balanço terminal é em média, de 5° de flexão, (FIGURA 4).

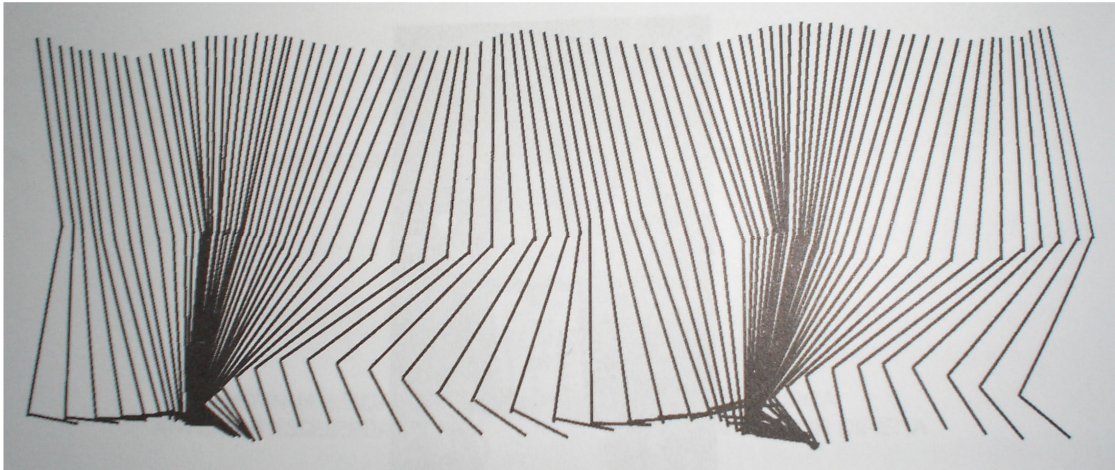


Fig. 4: Cinegrama da Marcha Normal  
 Fonte: VIEL, 2001 p. 128

Como foi visto a avaliação angular do joelho, durante a marcha, se torna importante, pois quando o joelho está em flexão durante o primeiro terço da fase de apoio da marcha, ele age como um absorvedor de choque. A função do joelho durante a marcha é de absorver choque, estender o comprimento do passo, e permitir que o pé mova-se durante toda a fase de balanço. Um joelho com dor não é capaz de realizar isso. Por exemplo, pacientes com síndrome patelo femural mostram diminuição da flexão do joelho durante a fase de apoio simples, combinado com rotação lateral femoral durante a fase de balanço. No apoio de calcânhar, o fêmur rota medialmente, e se essa rotação medial compensatória for muito acentuada, pode causar uma excessiva pronação, que então estressa o aspecto mediano-patelar, (MAGEE, 1997).

Normalmente o que se observa, durante o ciclo da marcha, é se existe extensão suficiente do joelho no contato inicial, que deve seguir quase que imediatamente por uma leve flexão, até que todo o pé faça contato com o solo, e se existe o controle do joelho no momento em que está levemente flexionado durante a fase de apoio, assim como também se existe flexão suficiente durante a fase de apoio final e inicial de balanço. Finalmente estas características podem ser usadas para observar se existe coordenação de movimento entre o quadril, joelho e tornozelo independente do comprimento da passada e da duração da passada. As alterações na marcha que se manifestam na terceira idade, em relação a cinemática e a

cinética, podem ser divididas em 2 grupos: alterações que correspondem as mudanças fisiológicas do sistema sensitivo-motor, e as alterações que consistem em adaptações motoras destinadas a tornar a marcha mais segura (PICKLES, et al., 1998).

Estudos realizados por Amadio e Serrão (1992) apontam modificações das fases da marcha no idoso sem patologia, podendo-se observar no mesmo, que o tempo de apoio e a fase de apoio simples permanecem constantes, enquanto houve um aumento no período de duplo apoio e redução do primeiro pico de força vertical máxima, e que estas alterações podem ser desencadeadas para alcançar uma condição de equilíbrio favorável. Apesar disto, Araújo (1996) diz que as forças de reação do solo mostram ter um comportamento repetitivo, independente das condições do solo, da idade do indivíduo ou da velocidade da marcha, por isso as alterações neste padrão podem indicar desvios ou condições patológicas. Koo et al. (2005) relatam que a degeneração da cartilagem articular por deficiência do Ligamento Cruzado Anterior é influenciada por modificação do ambiente mecânico da marcha. A deficiência do ACL associado a uma deformidade em varo do joelho apresenta um maior momento adutor, o qual está associado a degeneração da cartilagem, (MIYAZAKI et al., 2002).

Em uma marcha antálgica Magee (1997) salienta que a fase de apoio da perna afetada é menor que o lado não afetado, porque o paciente tenta remover o peso sobre a perna afetada o mais rápido possível, diminuindo então a fase de balanço da outra perna. O resultado disso é um encurtamento do comprimento do passo do lado não envolvido. Ele também fala da marcha artrogênica em que o paciente levanta a perna toda, mais alto que o normal, para retirar o pé do solo, pela rigidez do joelho, e exagera a flexão plantar do outro pé (figura 5).

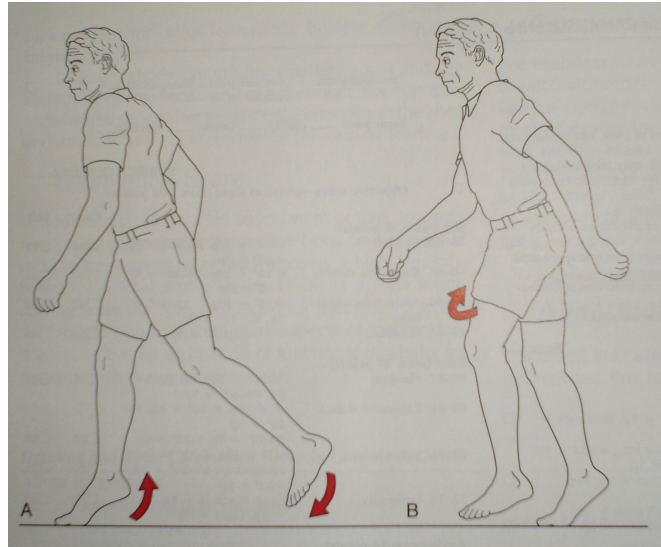


Fig. 5: Marcha Artrogênica (hipomobilidade de quadril ou joelho).

- a) Flexão plantar excessiva
- b) Circundação

Fonte: Magee (1997, pág.690)

O que se constata na maioria dos estudos que investigaram o andar de idosos, é que a velocidade do andar diminui com o avançar da idade (FERRADEZ, PAILHOUS & DURUP, 1990; HIMANN et al., 1988; LAJOIE, TEASDALE, BARD & FLEURY, 1996; RILEY, DELLA CROCE & KERRIGAN, 2001). Esses estudos sugeriram que a diminuição da velocidade do andar, com a idade, seria decorrente das mudanças em parâmetros espaciais (comprimento da passada) e temporais (frequência). Porém outros estudos (ANDRIACCHI, OGLE & GALANTE, 1977; FERRADEZ, DURUP & FARIOLI, 1996; KERRIGAN, TODD, DELLA CROCE, LIPSITZ & COLLINS, 1998; MILLS & BARRETT, 2001; NIGG, FISHER & RONSKY, 1994) atribuíram a diminuição da velocidade, com o aumento da idade, a alterações no padrão de movimento, ou seja, ao invés de considerar a velocidade como consequência das mudanças de padrão do andar, a velocidade foi considerada como causa das mudanças de padrão do andar, que as mudanças na velocidade do andar geram mudanças no padrão geral de movimento. Bruneira e Amadio (1993) relatam que à medida que a velocidade aumenta, os valores de força também aumentam, tendo-se diferentes padrões para diferentes velocidades.

Os parâmetros da marcha normal podem ser afetados por doenças articulares das extremidades inferiores, e o joelho é a articulação mais freqüentemente associada com as disfunções na osteoartrose (GUCCIONE et al., 1994). Muitos parâmetros relacionados com a marcha têm sido estudados em pacientes idosos saudáveis, mas poucos em idosos com osteoartrose. Sendo assim estudar os parâmetros cinéticos da marcha pode possibilitar a compreensão dos fatores e mecanismos compensatórios nesta patologia.

### 2.3 ESTUDOS E TENDÊNCIAS NA OSTEOARTROSE

Atualmente se observam a necessidade do desenvolvimento de novos métodos para a avaliação, prevenção e tratamento da osteoartrose, requerendo um aumento no conhecimento dos fatores que influenciam a progressão da doença e o desenvolvimento de habilidades de quantificar a progressão da doença. Podem-se destacar, dentre eles, estudos na área da marcha, equilíbrio, alterações anatômicas, alterações clínico funcionais, fatores influenciadores e de risco, além do desenvolvimento de exames funcionais de imagem.

A tendência da utilização da combinação de métodos de imagem com a informação cinemática funcional obtida durante a marcha, para aumentar a habilidade de estudar a osteoartrose, é utilizada, em função de que a degeneração da cartilagem articular é descrita em termos biológicos, mecânicos e morfológicos. Isso se observa nos estudos de Schipplein et al. (1991); Bryan et al. (1997); e Hurwitz et al. (1998) que utilizando destes métodos puderam concluir que o maior determinante da carga total na articulação do joelho é o momento adutor e que quanto maior o momento adutor maior a carga no platô medial da tíbia em relação ao platô lateral, sendo então um maior preditor de resultados clínicos que a avaliação dos eixos mecânicos.

Outros estudos testam a hipótese de que existe um padrão comum de deterioração da cartilagem articular, associada a lesões do ligamento cruzado anterior e alterações na

mecânica da marcha. Os estudos de Andriachi et al., (2000) mostram que as mensurações individuais de variações dinâmicas de carga, durante a marcha, são mais preditivas de resultado clínico que as mensurações estáticas. Os estudos de Dyrby et al., (2001) e Koo et al., (2005), mostram que os fatores mecânicos da marcha como a translação ântero-posterior e a rotação interna-externa do fêmur em relação à tibia foram calculados, sobre o ciclo completo da marcha dos dois joelhos, e as diferenças destes valores foram calculados subtraindo-se os valores contralaterais dos ipsilaterais. Os resultados destes estudos indicaram que os padrões de deterioração da cartilagem articular e o aumento da proporção de deterioração relativo ao lado contralateral são influenciados pela mecânica da marcha, podendo dar idéia dos possíveis mecanismos de início e progressão da degeneração da cartilagem.

Com o aumento da expectativa de vida e sabendo-se que após a idade de 60 anos, o desempenho da marcha inicia o seu declínio, observa-se também, uma ênfase no direcionamento das pesquisas para a determinação de qualquer mudança que ocorre nos padrões da marcha dos sujeitos acima desta faixa etária, para identificar medidas diagnósticas capazes de favorecer e monitorar os processos de reabilitação das patologias que acometem estes indivíduos. Dentre os mais recentes estudos estão os de Paróczai et al. (2006), que busca a seleção de parâmetros cinemáticos, cinéticos e eletromiográficos que possam se mostrar como resultado da idade. Neste estudo pôde-se observar uma diminuição da amplitude de movimento em diferentes articulações durante a marcha, e o joelho é uma delas. Pranke et al. (2006) relatam que é comum encontrarmos hoje em dia, na literatura, diversas publicações científicas que se referem ao público da terceira idade, estudando o processo de envelhecimento humano, procurando identificar e investigar alterações, a fim de esclarecê-las, ajudando assim a interpretar esse processo natural da evolução humana. Uma das áreas da ciência que busca compreender as modificações ocorridas no homem durante essa etapa da vida é a biomecânica. Através dela, podem-se obter dados importantes para a verificação de

possíveis alterações nos padrões de movimentos conhecidos como normais pela literatura, através da análise de variáveis conhecidas, com auxílio dos métodos de medição. Os mais recentes estudos realizados sobre a população idosa referem-se à marcha e ao equilíbrio.

Com relação aos estudos das alterações anatômicas, Dougados (1996) relata que os Comitês da Liga Internacional Contra o Reumatismo, da Sociedade de Pesquisa da Osteoartrite e da Organização Mundial da Saúde recentemente consideraram orientações para testar novas drogas atuando na osteoartrite: terapia de ação rápida sobre os sintomas, terapia de ação lenta sobre os sintomas e drogas modificadoras da doença. O conceito de modificação da doença entende que uma terapia capaz de “modificar” a doença será capaz de impedir o resultado insatisfatório, de longo prazo, da doença. Entretanto, a aplicação deste conceito na pesquisa clínica prática é muito mais complicada. Não há uma definição clara de resultado clínico de longo prazo, e a progressão clínica natural da doença tem um processo muito lento para ser pesquisada na prática. Entretanto, uma vez que alguns dados sugerem, fortemente, que este resultado de longo prazo está correlacionado com mudanças anatômicas observadas na osteoartrite, admitiram que uma terapia que seja capaz de influenciar o progresso anatômico da osteoartrite seria considerada como um “tratamento modificador da doença”. Sendo assim sugeriram que se efetuem estudos clínicos epidemiológicos de duas maneiras: o primeiro para fornecer ferramentas curadas que permitam avaliar as mudanças anatômicas da doença; o segundo para definir os subgrupos de pacientes nos qual o progresso anatômico da doença é particularmente rápido.

Dentro dos estudos de avaliação clínica de resultados de tratamento, mostram que o exercício de alongamento com movimentos fisiológicos tem sido utilizado tradicionalmente no tratamento de limitação de ADM independentemente da causa da contratura articular, que podem ser causadas tanto por músculos quanto por outras estruturas periarticulares (cápsula, ligamentos, tendões) (PARIS E LOUBERT, 1990; WOODEN, 1994). Esses exercícios

fisiológicos passivos e ativos são úteis para tratar principalmente limitação de ADM causada por encurtamento muscular (PARIS E LOUBERT, 1990). Entretanto, exercícios fisiológicos muitas vezes não funcionam no tratamento de contraturas geradas por estruturas periarticulares, porque eles não aplicam um alongamento específico nestas estruturas (PARIS E LOUBERT, 1990; BARRAK, 1990) e os movimentos acessórios são limitados principalmente por essas estruturas (BARRAK, 1990; KESSLER E HERTLING, 1990; ZACHAZEWSKI, 1990). Portanto, a investigação de alterações de movimentos fisiológicos artrocinemáticos assim como também de movimentos acessórios osteocinemáticos, obtidas na avaliação clínico-funcional e dinâmica da marcha de pacientes com osteoartrose de joelhos permitirá a utilização de terapias mais eficazes de manipulação de movimentos acessórios, mais indicados no tratamento de contraturas causadas por estruturas periarticulares somadas aos exercícios fisiológicos, auxiliando na recuperação da ADM. Wannmacher (2006) parafraseando um historiador britânico, referentemente a osteoartrose (OA) nos dias de hoje, comenta que se encontra, hoje em dia, um amontoado de abordagens e propostas terapêuticas para a osteoartrose que se torna difícil definir qual seja a melhor. Além de que não é comum ver-se um tema tão amplamente discutido na literatura por meio de estudos de nível I. A busca que ela fez na *Medline* permitiu encontrar 10 revisões sistemáticas Cochrane, 13 metanálises e 228 ensaios clínicos randomizados para diferentes alternativas de tratamento num período que abrange os últimos três anos. Ela relata que estes números crescem a partir das citações feitas pelos autores consultados, explicando ser a osteoartrose de joelho o mais prevalente distúrbio articular crônico no mundo, associado a dor e incapacidade significativa. Em face dos resultados da pesquisa, ela conclui que a abordagem que potencialmente mais beneficia a OA de joelhos inclui medidas medicamentosas e não-medicamentosas, sendo as últimas, decisivas na manutenção da qualidade de vida, enquanto medidas definitivas (cirúrgicas) não forem indicadas.



A intensidade de dor é um fator que influencia a realização de atividades funcionais em indivíduos obesos com OA de joelho, mas outros estudos são necessários para identificar os fatores determinantes de capacidade funcional nesta população (VASCONCELOS, et al. 2005). Apesar dos exercícios estarem sendo mostrados como benéficos na redução da dor e melhora da função de indivíduos com osteoartrose de joelhos, um grande número de fatores tem sido identificado como potenciais influenciadores desses resultados. Fitzgerald (2005) examinou a influência da inibição ou falha na ativação do quadríceps, a obesidade e o alinhamento do joelho, nos resultados das terapias por exercício e concluiu que o efeito que o joelho com OA tem na dor e função, parece estar relacionada a uma variedade de características individuais, que devem ser mais bem investigadas e compreendidas, para que se possam desenvolver estratégias mais efetivas de reabilitação. Conaghan (2002) diz que estão crescendo as evidências nas últimas décadas da relação entre atividades ocupacionais e o risco de desenvolvimento e aceleração da OA, assim como também exercícios com AO, reforçando a necessidade de rever estas associações e avaliar os novos tratamentos.

No futuro os exames de imagem funcional serão uma potente ferramenta de diagnóstico para detectar e caracterizar uma distribuição patológica de carga sobre a cartilagem articular, em uma variedade enorme de desordens articulares do joelho. Estas informações associadas a uma localização precisa da posição da degeneração da cartilagem relativa as áreas de maior carga, poderão ajudar a identificar pessoas com prováveis riscos de progressão da degeneração da cartilagem e na escolha do medicamento ou técnica cirúrgica mais benéfica no tratamento da AO de joelho (ANDRIACCHI et al. 2000).

### **III. METODOLOGIA**

Neste capítulo são apresentadas as características da pesquisa, da instrumentação, e da coleta dos dados.

#### **3.1 CARACTERÍSTICAS DA PESQUISA**

Esta é uma pesquisa de cunho empírico-analítica, do tipo descritiva (TUKMAN, 1978) que procura definir as características clinico-funcionais e biomecânicas da marcha de idosos com osteoartrose de joelhos, relatando fielmente as condições funcionais destes idosos. O delineamento se constituiu em selecionar 12 sujeitos pelos critérios de inclusão (descritos no tópico 3.2.2). Estes sujeitos fizeram uma coleta clinico-funcional e biomecânica da marcha, de modo a permitir a identificação das características das variáveis de estudo. As coletas foram realizadas no laboratório de Biomecânica do Centro de Ciências da Saúde e do Esporte (CEFID) na Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC), em Florianópolis.

#### **3.2 SUJEITOS DA PESQUISA**

##### **3.2.1 DESCRIÇÃO DOS SUJEITOS**

Os sujeitos da pesquisa (quadro 3) foram idosos (11 do sexo feminino e 1 do sexo masculino), de idade igual ou superior a 60 anos, com diagnóstico médico de OA, encaminhados ao Laboratório de Biomecânica, após contato com ortopedistas e

reumatologistas de Florianópolis, através de carta (apêndice III) e outros contatos realizados com pacientes do projeto do programa de extensão do CEFID, Grupo de Estudos da Terceira Idade (GETI). Atingiu-se um número de 12 sujeitos, dos 18 encaminhados. O joelho estudado foi aquele relatado pelo sujeito como o mais comprometido, ou o mais doloroso (7 esquerdos e 5 direitos).

Quadro 3: Características dos sujeitos da pesquisa

	Mínimo	Máximo	$\bar{x}$	S	CV%
<b>Idade</b>	61	81	69,92	6,694	9,57
<b>Estatura</b>	1,45	1,61	1,5400	,06238	4,05
<b>Massa</b>	56,300	111,600	81,92500	14,584620	17,8
<b>Largura do ombro</b>	328,27	389,03	361,92	20,51	5,66
<b>Largura do quadril</b>	305,44	372,69	338,54	18,75	5,54
<b>Comprimento do MIE</b>	69	83	77,75	4,2	5,4
<b>Comprimento do MID</b>	68,5	83,5	77,54	4,7	6,06

### 3.2.2 SELEÇÃO DOS SUJEITOS

Os sujeitos deste estudo foram escolhidos de forma não probabilística intencional. Os critérios de inclusão e exclusão foram levados em consideração no momento da avaliação destes sujeitos, e tiveram por objetivo garantir a homogeneidade da amostra e controlar algumas variáveis que pudessem interferir no resultado do estudo. Esses critérios foram baseados nos estudos de Kaufman et. al. (2001); Dieppe et al. (1995); Lin et al. (2001); Eyigor (2004); Bennel et al. (2005); Sharma et al. (2003); Bennel et al. (2004), e foram avaliados no momento da avaliação de cada sujeito, a saber:

- 60 anos ou mais;
- Relato de sintomas de limitação (rigidez matinal) a mais de 6 meses;

- Relato de manutenção da sintomatologia (intensidade) de dor sem alteração nos últimos 6 meses;
- Que referissem rigidez em um ou ambos os joelhos durante suas atividades diárias;
- Que tivessem a articulação do joelho envolvida como fator primário da limitação física ou atividade funcional;
- Que apresentassem dor articular durante a amplitude passiva de movimento;

#### Critérios de exclusão:

- Sujeitos que não quisessem ou não pudessem se submeter a avaliação clínico-funcional e biomecânica da marcha, no Laboratório de Biomecânica;
- Aqueles com queixas de instabilidades ligamentar,
- Portador de osteoartrose assintomática,
- Outras articulações como queixa principal e limitação funcional,
- Qualquer condição que impedisse a deambulação,
- História de trauma nos membros inferiores,
- Pacientes submetidos a cirurgia de joelhos,
- Portadores de doenças reumatóides ou outro tipo de artrite,
- Uso de órteses para deambulação,
- Demência ou incapacidade de dar e receber informações.

### 3.3 INSTRUMENTOS DE MEDIDA (Características e Utilização)

#### 3.3.1- PARA AS VARIÁVEIS ANTROPOMÉTRICAS E CLÍNICO-FUNCIONAL:

##### - ESTADIÔMETRO

Para a determinação da estatura foi utilizado um estadiômetro com escala de medida de 0,1 cm, fixo na parede (figura 6).



Fig. 6: Estadiômetro  
Laboratório de Biomecânica - UDESC

#### - BALANÇA DIGITAL

A massa corporal (peso) foi verificada com uma balança da marca Filizola, com resolução de 100 g (figura 7).

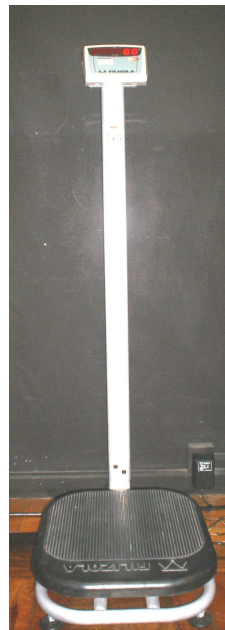


Fig. 7: Balança Digital  
Laboratório de Biomecânica – UDESC

#### - FITA MÉTRICA

Os comprimentos do membro inferiores (cm) foram obtidos através de fita métrica com escala de medida de 0,1 cm.

#### - PAQUÍMETRO

A largura do ombro e quadril foi obtida através paquímetro digital eletrônico com precisão de 0,01 cm.



Fig. 8: Paquímetro  
Laboratório de Biomecânica - UDESC

#### - MÁQUINA FOTOGRÁFICA DIGITAL

As medidas da amplitude articular ativa e passiva do joelho e a medida do ângulo “Q” do joelho dos indivíduos da amostra foram realizadas com o auxílio da imagem de cada indivíduo, adquirida com uma máquina fotográfica digital da marca Sony DSC-P41.

#### - QUESTIONÁRIO MCGILL DE DOR (ANEXO I)

O questionário de McGill é uma escala multidimensional, utilizada em idosos, adaptada para a língua portuguesa por PIMENTA E TEIXEIRA (1997), que consiste de 78 palavras (descritores), organizadas em 4 grupos e 20 subgrupos. Os grupos referem-se aos seguintes componentes da dor: sensorial-discriminativos (subgrupos de 1 a 10); afetivo-motivacional (subgrupo de 11 a 15); avaliativo (subgrupo 16); e miscelânea (subgrupos de 17 a 20). A qualidade sensorial da dor é aquela referente as propriedades mecânicas, térmicas e espaciais da sensibilidade. A dimensão afetiva compreende a tensão, o medo e os aspectos

neurovegetativos. Os descritores da classe avaliativa permitem ao doente expressar a avaliação global da sua experiência. Cada subgrupo é composto por um grupo de palavras qualitativamente similares, mas com nuances que as tornam diferentes em termos de magnitude. Assim para cada descritor corresponde um número que indica a sua intensidade. A partir do questionário de McGill, pode-se chegar ao número de descritores escolhidos e ao índice de dor. O maior valor possível é 20, pois o doente só pode escolher, no máximo, uma palavra por subgrupo. O índice de dor é obtido pela soma dos valores de intensidade dos descritores escolhidos. O valor máximo possível é 78. Estes índices podem ser obtidos no total e para cada 1 dos 4 componentes do questionário. Essa escala foi considerada por Santos et al. (2006) como mais efetiva, com confiabilidade intra-examinador geral de 0,86; inter-examinador geral de 0,89 (Spearman,  $p < 0,05$ ), sendo então, considerada como “quase perfeita” para avaliar a dor de idosos com doenças ortopédicas, uma vez que a percepção da dor está mais relacionada as qualidades sensoriais, afetivas, temporais e não somente ao seu grau de intensidade.

#### - ESCALA LINEAR DE DOR (ANEXO II)

Esta escala consiste em uma linha de 10 cm com âncoras numéricas de 0 a 10, onde 0 é nenhuma dor e 10 a pior dor possível. O sujeito marca um número de 0 a 10 que se aproxime da intensidade da dor que ele está sentindo no momento da avaliação, sendo 0 nenhuma dor e 10 a máxima dor que ele já sentiu. É um instrumento amplamente utilizado, e considerado bastante sensível na mensuração da intensidade dolorosa (JENSEN, et al., 2002; HUSKINSSON, 1974; CEPEDA, et al., 2003).

#### - ESTEIRA ERGOMÉTRICA INSTRUMENTALIZADA

A esteira instrumentalizada utilizada para a mensuração da velocidade máxima de cada sujeito foi da EMBREEX, EXECUTIVA 550X-0 com controle cardíaco, de velocidade, gasto calórico, tempo e distância.

### 3.3.2 INSTRUMENTO PARA AS VARIÁVEIS CINÉTICAS

#### - PLATAFORMA DE FORÇA

Para as medidas cinéticas da marcha utilizou-se uma plataforma de força para analisar as componentes da Força Vertical de Reação do Solo do sujeito durante a marcha. A plataforma de força foi a construída por ROESLER (1997), confeccionada com extensômetros de resistência elétrica (*strain gauges*) e possui dimensões de 500 x 500 mm, carga máxima/sensibilidade: de 4000 a 2N, frequência natural de 60 Hz e erro menor que 1 %. Para a aquisição e transformação dos dados análogos em digitais foi utilizada a placa CIO-EXPBRIDGE de 16 canais com ponte de Wheatstone e condicionamento de sinais e o conversor A/D CIO-DAS-16-Jr com capacidade para 16 canais e limite máximo de aquisição de 60 kHz, ambos da empresa Computer Boards. Juntamente as placas foram necessários o programa de aquisição e processamento de dados SAD32 (SILVA E ZARO, 1997).



Fig. 9: Plataforma de Força construída por Roesler (1997)  
Laboratório de Biomecânica Aquática - UDESC



### 3.4 PROCEDIMENTOS PARA A COLETA DE DADOS

A aprovação do estudo se deu pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade do Estado de Santa Catarina em 13 de Dezembro de 2006 com número de referência 172/06. Após a aprovação, cada indivíduo recebeu informações sobre os objetivos da pesquisa e as etapas do protocolo, e assinaram um termo de consentimento de participação na pesquisa e de consentimento da utilização de imagens, cujo modelo está no apêndice I. Após o consentimento os sujeitos foram convidados a comparecer em datas e horas previamente marcadas no laboratório de biomecânica do CEFID-UDESC.

### 3.5 COLETA DE DADOS

A coleta de dados se baseou nos procedimentos definidos pelo projeto piloto (APÊNDICE IV) e seguiu as seguintes etapas:

#### - PREENCHIMENTO DA FICHA DE AVALIAÇÃO

A ficha de avaliação foi preenchida com cada um dos sujeitos e constou a data da avaliação, nome, endereço, fone, idade e sexo de cada sujeito.

#### - PREENCHIMENTO DO QUESTIONÁRIO DE MCGILL E ESCALA LINEAR DE DOR

A dor foi avaliada quantitativamente e qualitativamente. Para a avaliação quantitativa foi utilizada a escala linear de dor em que foi solicitado para que o sujeito marcasse um número de 0 a 10 que se aproximasse da intensidade da dor que ele estava sentindo no momento da avaliação, sendo o valor 0 se não estivesse sentindo nenhuma dor naquele momento e o valor 10 como valor máximo de dor. Quanto à avaliação qualitativa foi utilizado o questionário de McGill em que foi solicitando a cada indivíduo que demarcasse as palavras que melhor descrevessem a natureza da sua dor no momento da avaliação. Os valores obtidos

do somatório do índice de dor foram considerados como valor qualitativo da dor e foi anotado no Questionário de McGill, (ANEXO I).

Após esta etapa se iniciou as coletas antropométricas de estatura, peso, comprimento dos membros inferiores, largura de ombros e quadril, amplitudes articular ativa e passiva, e alinhamento articular do joelho comprometido, realizado pela fisioterapeuta com o auxílio de uma bolsista e anotados na ficha de avaliação (APÊNDICE II).

#### - ESTATURA

Para a determinação da estatura o indivíduo permaneceu com os pés, as nádegas, e a parte superior das costas encostados na escala. O sujeito foi instruído a respirar fundo e manter o ar nos pulmões. A medida foi tomada com o cursor a 90<sup>o</sup> em relação à escala ao final da inalação profunda do ar (PETROSKI, 1999).

#### - MASSA CORPORAL

A massa corporal foi verificada com uma balança. Os homens e mulheres usaram roupas leves e descalços. O sujeito foi instruído a posicionar-se no centro da balança, e sem apoio, manter o peso bem distribuído entre os dois pés. A cabeça permanecer firme, e os olhos direcionaram-se diretamente para frente, (PETROSKI, 1999).

#### - COMPRIMENTO DOS MEMBROS INFERIORES

O comprimento dos membros inferiores (cm) foi realizado com o sujeito em pé e o avaliador colocou uma ponta da fita métrica na Espinha Ilíaca Antero Superior e a outra no Maléolo interno, homolateral (HOPPENFELD, 1993).

#### - LARGURA DE OMBROS E QUADRIL

A largura do ombro e quadril foi realizada com o indivíduo na posição ortostática, onde para a largura do ombro a referência adotada foi à distância entre os processos acromiais direito e esquerdo e para a largura do quadril a distância entre os trocanteres (NORTON & OLDS, 2005). A distância entre os ombros foi medida com o indivíduo em pé, com os braços soltos ao longo do corpo; o avaliador em pé, atrás do sujeito, trouxe as lâminas do paquímetro para junto dos processos acromiais, num ângulo de aproximadamente 45° direcionado para cima. A largura do quadril foi medida entre os pontos mais laterais dos trocanteres; os braços do paquímetro foram mantidos levemente para cima, e o avaliador ficou em pé de frente para o sujeito.

#### - AMPLITUDE ARTICULAR ATIVA E PASSIVA DE FLEXÃO E EXTENSÃO DO JOELHO

Para as medidas das amplitudes articulares ativas dos joelhos, foi escolhido o membro inferior no qual os sujeitos referia ser o joelho mais doloroso naquele instante. A partir daí foram fixados marcadores reflexivos no centro articular do quadril, joelho e tornozelo, daquele membro inferior, que seguiram os valores dados por Kalfues, citado em RIEHLE (1971), sendo para o quadril 0,3 cm acima da ponta distal do trocânter maior do fêmur, para o joelho, 2,6 cm acima da fenda proximal da articulação do joelho e para o tornozelo, 1,3 cm acima da ponta distal do maléolo medial. O indivíduo tomou a posição deitada em uma maca em decúbito ventral, com as pernas fora da maca e realizou a flexão e a extensão máxima ativa do joelho testado, permanecendo na amplitude máxima de flexão e extensão até ser fotografado.

A amplitude passiva foi realizada da mesma forma, só que no final da amplitude ativa o fisioterapeuta, passivamente, forçou além da amplitude ativa, até a amplitude determinada

pelo sujeito como o limite máximo. O indivíduo foi fotografado tanto na posição de máxima flexão passiva como também na máxima extensão passiva. Para ambas, a máquina fotográfica foi colocada em um tripé e posicionada perpendicularmente ao plano sagital do indivíduo, a uma distância que enquadrasse as articulações do quadril, joelho e tornozelo, no foco e a uma altura intermediária a dimensão do segmento a ser fotografado (1,65 m).



Fig. 10: Medida da Amplitude Ativa de Flexão de Joelho Esquerdo

#### - ÂNGULO “Q”

Considerando que Olerud e Berg (1984) encontraram variação do ângulo “Q” com diferentes posições dos pés, utilizaram-se os seguintes procedimentos, para evitar essa variação de medidas: o sujeito foi posicionado de costas para a parede, os pés estavam paralelos, em uma posição neutra em relação a pronosupinação, e o quadril em uma posição neutra em relação a rotação interna e externa; mantiveram a distância entre os pés a mesma distância adquirida na largura do quadril. Foram colocados marcadores reflexivos nas Espinhas Ilíacas Antero Superiores (EIAS), no centro da patela, e na tuberosidade anterior da tíbia, sendo que o ângulo superior formado entre a intersecção das linhas formadas pela EIAS e o centro da patela e a da tuberosidade anterior da tíbia e o centro da patela, representou o

ângulo “Q” (MAGEE, 1997). A máquina fotográfica foi colocada em um tripé e posicionada perpendicularmente ao plano frontal do indivíduo, a uma distância que o enquadrasse no foco e a uma altura intermediária a dimensão do corpo fotografado (1,90 m).

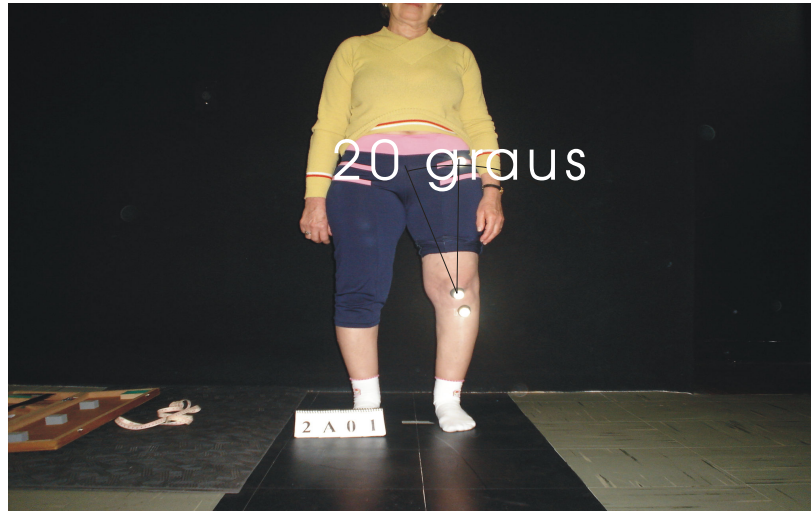


Fig. 11: Medida do Ângulo “Q” do Joelho Esquerdo

1

#### - VELOCIDADE DA MARCHA

A velocidade média habitual atingida foi mensurada durante a passagem de cada sujeito pela plataforma de força, dividindo-se a distância percorrida pelo tempo. Foi calculada a partir de dois pontos da passarela onde estavam os sensores de tempo constituído por quatro fotocélulas (HOCHMUTH, 1973) acopladas a um cronômetro. As fotocélulas foram posicionadas na passarela a 3 metros de distância uma da outra. As primeiras fotocélulas acionaram o cronômetro que registrou o tempo inicial da passagem do indivíduo e as últimas duas encerraram a atividade do cronômetro marcando o tempo final.

Logo após a coleta na passarela os sujeitos foram encaminhados a uma esteira instrumentalizada para mensuração da velocidade máxima de cada sujeito. A velocidade habitual verificada durante a coleta cinética serviu de parâmetro de velocidade inicial na esteira ergométrica. Para que o teste de velocidade máxima da marcha não se estendesse por um período muito longo de tempo, impedindo que os sujeitos pudessem completar o teste, em

função de sua dor, decidiu-se, a cada 15 segundos, acrescentar de 1 Km/h a velocidade da esteira. Foi considerada a máxima velocidade aquela em que o sujeito permaneceu por 15 segundos completos.

#### - MEDIDAS CINÉTICAS DA MARCHA

Para as medidas cinéticas da marcha o sujeito foi instruído a caminhar sobre a plataforma de força na sua velocidade habitual. Foram concedidas algumas passagens sobre a passarela para que o indivíduo se sentisse adaptado. Como indicadores de adaptação, foi observado se o sujeito estava caminhando com velocidade constante e se dirigia o olhar para frente, durante a caminhada. Após o período de adaptação, a aquisição dos dados foi realizada, sendo que o sujeito percorreu a passarela e a plataforma, para obter três repetições válidas. A aquisição foi considerada válida, quando o sujeito pisou com toda a planta do pé na plataforma (calcanhar a ponta do pé). Foi observada pelos responsáveis a maneira pela qual o sujeito conseguiu uma passagem válida (distância de saída e pé de saída). A partir disto se orientou para que o sujeito utilizasse da mesma estratégia para conseguir três passagens válidas em um menor número de tentativas. A frequência de aquisição foi de 600 hz determinada no estudo piloto. A direção do eixo da plataforma foi definida como eixo Y (eixo vertical).

### 3.6 PROCESSAMENTO DOS DADOS

**Clínico Funcionais:** Os dados obtidos de comprimento dos membros inferiores, largura de ombros e quadris, estatura, massa, intensidade da dor e qualidade da dor, ângulo “Q”, amplitude ativa e passiva de flexão e extensão do joelho, através do questionário de dor, escala linear de dor, foram analisados através de uma matriz de análise do programa gerenciador de planilhas eletrônicas, SPSS.

**Cinéticos:** A magnitude do Primeiro Pico de Força e do Segundo Pico de Força da componente vertical da força de reação do solo foi calculada com base nos valores máximos do sinal dessa componente, na primeira e na segunda metade do período de apoio respectivamente. O registro sobre a plataforma de força foi através do programa SAD 32 utilizando a ferramenta que percorre a curva de força vertical de reação do solo e verifica os valores dos picos e deflexão das curvas. As plataformas emitiram um sinal elétrico proporcional à força aplicada sobre elas, sendo normalizados pelo peso corporal do sujeito, expressas em número de vezes o peso corporal do sujeito ou PC, que é adimensional, pois vem da divisão entre o valor da força estudada em Newtons pelo peso do sujeito também em Newtons ( $N/N = 1$ ). Com finalidade de eliminar ruídos de alta frequência e possibilitar uma melhor verificação utilizou-se os filtros FFT (Fast Fourier Transform) e Butterworth, com frequência de corte de 50 Hz, definidas no estudo piloto. Em seguida os sinais foram convertidos em unidade de peso corporal (força/peso corporal –  $N/N$ ). A partir destas curvas foram selecionados os eventos de PPF, TPPF, SPF, TSPF, FSM, TAP E TRP. Estes dados foram tabelados e transferidos para o programa gerenciador de planilhas eletrônicas SPSS.

### 3.7 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Utilizou-se estatística descritiva com média, desvio padrão, coeficiente de variação e frequências. A avaliação da normalidade dos dados foi efetuada mediante cálculo das medidas de testes estatísticos, métodos gráficos e assimetria e curtose. O teste de normalidade utilizado foi o de Shapiro-Wilk, em função do número reduzido de observações (12 sujeitos).

O nível de significância adotado nesta pesquisa foi de 0,05, para aumentar o poder dos testes, em função também do número reduzido de sujeitos estudados. Esses valores foram calculados no SPSS 11.0.

## IV DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os resultados, a análise dos dados e as discussões da pesquisa, organizados em tópicos de acordo com os objetivos do estudo. Os resultados foram analisados em grupo (inter-indivíduos) e individualmente (intra-indivíduos).

### 4.1 CARACTERÍSTICAS CLÍNICO FUNCIONAIS

O primeiro objetivo deste estudo foi identificar as características clínico-funcionais dos sujeitos, obtidas com as medidas da avaliação clínica, e funcional, cujos resultados estão apresentados na tabela 1, 2 e 3.

Tabela 1: Características Clínico-Funcionais dos Sujeitos com OA de Joelhos

Variáveis	N	Mínimo	Máximo	$\bar{x}$	S	CV%
<b>Intensidade da dor</b>	12	6,0	10,0	8,208	1,5588	18,99
<b>Qualidade da dor</b>	12	5	34	17,08	8,284	48,50
<b>Amplitude de Flexão Ativa</b>	12	90	124	107,83	12,305	11,41
<b>Amplitude de Extensão Ativa</b>	12	154	184	173,92	8,393	4,82
<b>Amplitude de Flexão Passiva</b>	12	96	142	121,50	14,786	12,17
<b>Amplitude de Extensão Passiva</b>	12	157	185	177,83	8,009	4,50
<b>Velocidade Habitual</b>	12	2,08	3,44	2,6825	,43843	16,34
<b>Velocidade Máxima</b>	12	3,0	6,0	4,667	,8876	19,01

Analisando os dados contidos na tabela 1, verificou-se que a média da intensidade da dor destes sujeitos foi de  $8,2 \pm 1,56$  e a média da qualidade da dor foi de  $17,08 \pm 8,28$ . Observou-se que houve uma variabilidade muito alta (PIMENTEL-GOMES, 1991) na



avaliação qualitativa da dor, com coeficiente de variação de 48,50% e uma variabilidade média de 18,99 na avaliação quantitativa de intensidade da dor dos indivíduos estudados.

A avaliação da intensidade e qualidade da dor destes sujeitos levou em consideração as características do aspecto físico e emocional desagradável desta dor, tanto no seu processo patofisiológico (modulação periférica ou aferente da dor) quanto o processo emocional que a envolve (modulação central ou eferente da dor), descrita por Melzack e Wall (1965), quando descrevem o mecanismo de comportas. Bykov et al. (1958) relatam que existe uma variabilidade grande de reações às modificações do meio ambiente e próprias de cada indivíduo. Cada organismo representa um complexo sistema condicionado, cujas forças internas, a cada momento, equilibram-se com as externas do meio ambiente. Esse equilíbrio é expresso na variabilidade das reações de resposta a ação dos agentes do mundo exterior (estímulos aferentes) e próprias (estímulos eferentes).

Com relação ao estímulo aferente da dor (modulação periférica da dor), entende-se que a alta intensidade da dor destes sujeitos, reflete a facilitação dos estímulos dos receptores de dor que estão sendo enviados ao córtex, em detrimento da impossibilidade da transmissão dos estímulos inibitórios gerados pelos mecanorreceptores presentes na cápsula articular, nos ligamentos e nos fusos musculares, que são ativados somente nos extremos do movimento articular. Como estes sujeitos apresentam limitação das amplitudes de movimento da articulação do joelho, tem-se facilitados, na maior parte, os estímulos aferentes nocivos, do que os aferentes mecânicos. Por isso os resultados de alta intensidade de dor destes sujeitos como reflexo deste estímulo, confirmados pelas respostas semelhantes entre os indivíduos referente a intensidade da dor percebida.

Já, com relação aos estímulos eferentes inibitórios da dor (modulação central da dor), que ocorre de forma contínua, via trato reticuloespinal, durante toda a vida, podem estar sendo comprometidos, nestes sujeitos, por depressão dessa atividade reticular. Mesmo não

estudados nesta pesquisa, o AGS PANEL (1998) descreve que essa atividade reticular pode estar sendo ocasionada pelo aumento da atividade cortical gerada pelas condições de depressão, de ansiedade, diminuição da socialização, distúrbios do sono, dificuldades da marcha, efeitos adversos de prescrição de múltiplas drogas, aumento do uso do sistema de saúde e dos custos, que comumente acompanham os idosos com dor. O alto coeficiente de variação, ou seja, a variedade de respostas, para a percepção qualitativa da dor destes sujeitos, pode ser reflexo da alteração na modulação eferente da dor de cada um deles em função de suas experiências emocionais anteriores e atuais, que precisariam ser mais bem investigadas, para caracterizá-la.

Em relação às amplitudes de movimento articular do joelho e em relação à velocidade da marcha destes sujeitos, verificou-se também, na Tabela 1, que a média das amplitudes ativa de flexão foi de  $107,83^\circ \pm 12,30$  e de extensão ativa do joelho de  $173,92^\circ \pm 8,39$ . Estes valores estão abaixo do normal esperado de  $120^\circ$  e  $180^\circ$  respectivamente (MAGEE, 2002), assim como também a amplitude passiva de flexão que foi de  $121,5^\circ \pm 14,78$  e de extensão do joelho  $177,83^\circ \pm 8,00$ , e deveriam ser maior que  $120^\circ$  e  $180^\circ$  respectivamente (PATLA, 1993). Da mesma forma a média das velocidades habituais dos sujeitos foi de  $2,68 \pm 0,44$  km/h, e as velocidades máximas de  $4,6 \pm 0,88$ , foram inferiores a habitual normal esperada de 5 km/h em adultos (PERRY, 2005).

É sabido que a amplitude dos movimentos normais fisiológicos (osteocinemáticos de flexão e extensão do joelho) é acompanhada por movimentos acessórios (artrocinemáticos de deslizamento, rolamento e decoaptação) que ocorrem intimamente na articulação, principalmente quando o joelho não está em extensão máxima, pois nesta posição o joelho é bastante estável. Os movimentos acessórios são essenciais para que os movimentos fisiológicos ocorram com amplitude completa sem dor e em uma velocidade habitual média de 5 km/h (PARIS, 1999). Quando a ADM de um movimento acessório estiver limitada, o

movimento fisiológico associado a este movimento acessório também terá ADM limitada. Da mesma forma, quando o movimento acessório tiver uma ADM excessiva e a articulação não tiver um bom controle muscular, o movimento fisiológico da mesma também será disfuncional. Nordin e Frankel (1989) relatam que um joelho com osteoartrose, que apresenta deslocamento do eixo articular, apresenta alteração do movimento fisiológico e acessório, onde as superfícies articulares tibio-femorais não deslizam tangencialmente com toda amplitude, durante o movimento fisiológico de flexão e extensão, e por isso estas superfícies estão sujeitas a distração ou compressão.

Utilizou-se nesta pesquisa a avaliação da amplitude ativa de movimento, que conforme Patla (1993) pode ser usada para verificar alterações nos movimentos fisiológicos e a avaliação passiva das amplitudes do joelho para avaliar alterações dos movimentos acessórios do joelho. Anandarajah et al. (2004) relatam que a degeneração da cartilagem articular, que acontece na OA, leva a uma redução na função física, e que mais de 50% dos pacientes apresentam diminuição na amplitude de movimento. Sabe-se que o início e a progressão do processo de osteoartrose podem seguir muitos padrões, sendo promovidos por esses fatores mecânicos de deslocamento do eixo articular com conseqüente aumento de compressão, redução da amplitude articular ativa e passiva além de uma diminuição da velocidade habitual da marcha, que podem ser caracterizados como forma de redução de carga, pois efetivamente interrompem a cíclica pressão hidrostática articular, que é fator fundamental na manutenção da integridade da cartilagem. Com a diminuição da carga, ocasionada pela limitação de movimento e limitação de atividades diárias destes sujeitos em função da alta intensidade da dor, a camada de células de crescimento de osso subcondral pode ser ativada e ocorrer invasão vascular para a cartilagem, levando ao adelgaçamento, fibrilação e diminuição do conteúdo de proteoglicanos. Se a carga não é restaurada, com a recuperação da mobilidade, diminuição da dor e recuperação dos eixos articulares, pode-se concordar que o crescimento

de osso subcondral destes sujeitos pode progredir para a superfície da articulação, podendo causar total destruição da articulação (PAUKKONEN et al., 1984). Sendo assim a diminuição das amplitudes articulares tanto de flexão como de extensão ativa e passiva, somadas a diminuição da velocidade habitual e máxima, refletem a presença de alterações nos movimentos acessórios de deslizamento, rolamento e decoaptação destes sujeitos, caracterizando-os como portadores de disfunção articular acessória de movimento do joelho, o que os impossibilita de caminhar em uma velocidade maior. Quando a velocidade da marcha diminui abaixo de 3,6 a 4,3 km/h, pode ser reconhecida como um predictor de declínio funcional (SPIRDUSO et al., 2001; GURALNIK et al., 1995; BRANCH et al., 2002).

Tabela 2: Características do Ângulo “Q” do Joelho estudado dos Sujeitos com AO de Joelhos

ÂNGULO Q	Frequência	Fração
<b>Normal (entre 13 e 18)</b>	3	$\frac{1}{4}$
<b>Valgo (&gt;18)</b>	3	$\frac{1}{4}$
<b>Varo (&lt; 13)</b>	6	$\frac{1}{2}$
<b>Total</b>	12	1

Em relação às medidas do alinhamento articular dos joelhos (ângulo “Q”), o que se observou nesta pesquisa (Tabela 2) é que  $\frac{3}{4}$  dos indivíduos estudados apresentaram alteração postural do joelho, e destes,  $\frac{1}{2}$  apresentaram deformidade em varo, concordando com os achados de Wang et al. (1994), que também encontrou 50% de joelhos varos em 32 indivíduos estudados com osteoartrose de joelho. Tradicionalmente, se avalia o alinhamento articular através da postura estática, tendo como princípio de boa postura aquela em que todas as partes do corpo devem estar o mais próximo possível da linha da gravidade, resultando em uma postura reta, de orientação vertical das partes do corpo (BIENFAIT, 1995), ou seja, para o joelho a postura ideal estaria entre 13 e 18 graus (MAGEE, 1977), sendo que esta postura minimiza os momentos agindo no corpo, resultando num mínimo esforço físico para manter a

posição funcional e o equilíbrio. Se a postura dinâmica (a marcha) está relacionada à função e é representada por uma série de posições estáticas seqüenciais num padrão de movimento, que reflete os ajustes do campo gravitacional, destes sujeitos, entende-se que, se estes sujeitos apresentam alteração estática (varo e valgo), significa que apresentam alteração funcional dinâmica, gerando estímulo doloroso e impossibilidade de ajustes adequados de postura, concordando com Ombregt et al. (1999), de que a osteoartrose é uma doença crônico degenerativa, pelo processo de inflamação contínua que ocorre pela repetição destas posturas estáticas de varo e valgo de forma seqüencial, durante a marcha destes sujeitos.

Tabela 3: Freqüência do Índice de Massa Corporal dos Sujeitos com AO de Joelhos

<b>IMC</b>	<b>Freqüência</b>	<b>Fração</b>
<b>Sobrepeso (25 – 29,9)</b>	2	1/6
<b>Obesidade I (30 – 34,9)</b>	5	5/12
<b>Obesidade II (35 – 39,9)</b>	3	¼
<b>Obesidade III (acima de 40)</b>	2	1/6
<b>Total</b>	12	1

A tabela 3 mostra a freqüência do índice de massa corporal dos sujeitos da pesquisa. Baseando-se nos dados, em parênteses, fornecidos pela Organização Mundial da Saúde (OMS), observa-se que 5/6 dos sujeitos estudados apresentam grau de obesidade I, II ou III. Como Doherty (2001) divide os fatores de risco de osteoartrose de joelhos em fatores de desenvolvimento e progressão da doença, e dentre eles estão a obesidade, a alteração postural em varo e valgo e as instabilidades articulares entre outros, a alteração postural destes indivíduos, mostrada na tabela 2 (3/4) associada ao índice de obesos, observada na tabela 3 (5/6), demonstra que estes sujeitos podem apresentar grande propensão na progressão da osteoartrose, por terem associados esses dois fatores. Além disso, deve-se considerar que a

cartilagem adulta tem histomorfologia que se desenvolve em resposta às solicitações de carga específicas para cada indivíduo e é dependente de sua localização na articulação. As alterações dos eixos posturais da articulação do joelho destes sujeitos modificam a posição de contato das superfícies articulares, provocando carga em áreas não desenvolvidas para suportá-la. Essa mudança das zonas normais de carga para outras regiões da articulação causa dano mecânico da cartilagem, que somados ao aumento de peso destes sujeitos, podem resultar em maior coeficiente de atrito, levando a rápida progressão na degeneração da cartilagem articular (ANDRIACCHI et al., 2004).

Além disto, do ponto de vista mecânico, pode-se concordar com (SALTER, 1999), quando se entende que o desgaste da cartilagem hialina pode ser causado por cargas crônicas, que se desenvolvem por problemas interfaciais (falta de lubrificação na superfície articular) e/ou quando a matriz proteoglicana-colágeno é danificada por stress cíclico, que pode acontecer quando a articulação do joelho destes indivíduos sofre sobrecarga em função do excesso de peso, das alterações posturais, da diminuição da mobilidade e da alteração dos eixos de movimento destas articulações. O efeito deste estresse, ou seja, a alteração do eixo e movimento normal do joelho destes sujeitos traz resultados, tanto mecânicos quanto fisiológicos, sendo que esse mau estresse poderá diminuir o potencial de ação e o potencial de membrana desta cartilagem, pela modificação do seu ambiente fisiológico.

## **4.2 CARACTERÍSTICAS CINÉTICAS DA MARCHA**

O segundo objetivo deste estudo foi o de verificar as características cinéticas da componente vertical da força de reação do solo, da marcha dos sujeitos.

Tabela 4: Características Cinéticas da Marcha dos Sujeitos com OA de Joelhos

Variáveis	Mínimo	Máximo	$\bar{x}$	S	CV%
<b>PPF</b>	,929	1,014	,96325	,027707	28,76
<b>SPF</b>	,965	1,034	,98900	,021545	21,78
<b>FSM</b>	,805	,925	,87258	,039084	44,79
<b>TAP</b>	65,75	77,58	71,1750	3,43911	4,83

O que se observa na tabela 4 com relação às características cinéticas da marcha dos sujeitos estudados é que a média do Primeiro Pico de Força foi de 96%  $\pm$  0,027 do peso corporal, de 99%  $\pm$  0,021 para o Segundo Pico de Força e de 87%  $\pm$  0,03 para a Força de Suporte Médio. A média da Taxa de Aceitação do Peso foi de 71,17 graus  $\pm$  3,44.

Conforme Viel (2001), os valores do Primeiro Pico de Força e do Segundo Pico de Força devem variar em uma marcha normal entre 110 e 120% do peso do corpo do indivíduo. Sacco et al. (2001) encontraram como valor normal 82,45 graus para a Taxa de Aceitação do Peso, e de 80% para a Força de Suporte Médio.

O que se observa é que não houve diminuição dos valores da Força de Suporte Médio conforme aconteceu com os valores do PPF, SPF e TAP. A força de suporte médio está relacionada a fase de apoio unipodal, em que a articulação necessita da flexão do joelho para suavizar a carga, até que o centro de massa tenha passado sobre a perna de apoio (SUTHERLAND, 1998), seguida de uma extensão gradual. Esse movimento depende da integridade tanto da articulação do joelho, como das amplitudes artrocinemática e osteocinemática, do controle excêntrico do quadríceps e das estruturas periarticulares (ligamentos e cápsula) para a realização de uma função normal desse joelho.

Sendo assim, entende-se que a diminuição dos valores médios do PPF, assim como também, da velocidade habitual da marcha destes sujeitos (tabela 1), demonstra a tentativa de diminuir o impacto transmitido ao joelho, durante a marcha destes sujeitos. Já o aumento nos valores médios da FSM evidencia a tentativa de diminuição do movimento de flexão do

joelho durante a fase de apoio, como forma de minimizar o estímulo dos receptores de dor, que acontece por provável limitação de movimentos artrocinemáticos (amplitude ativa) e osteocinemáticos (amplitude passiva), destes sujeitos, observados na tabela 1.

Tabela 5: Comparação das Forças Verticais de Reação do Solo dos Sujeitos com OA de Joelhos com valores normais de referência

Sujeitos	PPF		SPF		FSM		TAP	
	Normal	Medido	Normal	Medido	Normal	Medido	Normal	Medido
1		1,014		1,008		0,915		69,2
2		0,95		1,034		0,832		74,79
3		0,929		0,974		0,88		69,59
4		0,948		0,976		0,892		74,08
5		0,996		1,004		0,925		70,96
6	①	0,942	②	0,972	③	0,805	④	77,58
7	1,10 a 1, 20 % PC	0,946	1,10 a 1, 20 % PC	0,976	0,80 % PC	0,812	82,45 graus	73,43
8		0,967		0,981		0,862		71,03
9		0,976		0,965		0,886		65,75
10		0,951		1,01		0,862		70,28
11		1,002		1		0,896		71,31
12		0,938		0,968		0,904		66,1

Legenda:

- ① Valores normais de referência do PPF em indivíduos adultos sem alteração (VIEL, 2001; SACCO et. al. 2001)
- ② Valores normais de referência do SPF em indivíduos adultos sem alteração (VIEL, 2001; SACCO et. al. 2001)
- ③ Valores normais de referência da FSM em indivíduos adultos sem alteração (VIEL, 2001; SACCO et. al. 2001)
- ④ Valores normais de referência da TAP em indivíduos adultos sem alteração (HENNIG, 1999; SACCO et. al. 2001)

O terceiro objetivo do estudo foi o de comparar as características cinéticas da componente vertical da força de reação do solo da marcha dos indivíduos com valores normais de referência. A tabela 5 mostra os valores dessas forças intra-sujeitos. O que se observa é que os valores do PPF do SPF e da TAP estão abaixo do valor normal de referência e que os valores da FSM dos sujeitos ficou acima do valor normal de referência. Sabe-se com relação às características cinéticas estudadas (PPF, FSM, SPF e TAP), que o primeiro pico de força (PPF) que exprime a força exercida durante o impacto do calcanhar, e o segundo pico de



força (SPF) que corresponde a força exercida para separar o pé do solo para avançar, devem variar em uma marcha normal, a velocidade de 5 km/h, entre 110% e 120% do peso do corpo do indivíduo. Já a força de suporte médio (FSM), a parte funda da curva, considerada como a força mínima entre o primeiro e o segundo pico de força, que corresponde ao instante em que o pé está plano sobre o solo, deve ser próximo de 80% do peso do corpo (SACCO, et al., 2001; ANDRADE, et al., 1999; McCORY, et al. 2001; VIEL, 2001), e que a taxa de aceitação do peso (TAP), relacionada ao recebimento da carga pela estrutura corporal, caracterizada como a inclinação da primeira parte da curva da força de reação do solo, devem apresentar valores médios, para sujeitos normais, de 82,45° ou 7,55 PC/s (SACCO et al. 2001).

A taxa de aceitação do peso (TAP) vem sendo amplamente utilizada em pesquisas biomecânicas (ROESLER et al. 2003), sendo que, quanto maior a inclinação (em relação ao eixo horizontal) maior este choque (HENNIG, 1999). Entendendo o que descrevem Bruneira e Amadio (1993), que à medida que a velocidade da marcha aumenta os valores de força também aumentam, e que essas forças mostram ter um comportamento repetitivo (ARAUJO, 1996), independente das condições do solo, da idade do indivíduo ou da velocidade da marcha; e ainda que estas forças podem ser explicadas matematicamente por meio da equação dadas por Perry (2005) de que  $F = M (g + a)$ , onde  $F$  é a componente vertical da força de reação do solo;  $M$  a massa do indivíduo;  $g$  é a constante gravitacional e  $a$  é a aceleração vertical. Como  $M$  e  $g$  são constantes, a força sobre a plataforma de força varia com a mudança da aceleração vertical. Quando  $a = 0$ , a força é o peso do corpo. Se  $a > 0$ , a força também sobe; se  $a < 0$  a força cai abaixo do peso do corpo, faz deduzir que caminhar em velocidades mais lentas ( $< 2,8$  km/h) reduz o momento e, portanto a aceleração vertical do centro de massa, com uma diminuição correspondente em ambos os picos e nos desvios do vale a partir do peso do corpo.

Sendo assim, pode-se afirmar que, se as médias das velocidades habituais dos sujeitos

estudados (2,68 km/h), observado na tabela 1, foi menor que a velocidade habitual normal de referência de 5 km/h; os valores do PPF, do SPF e da FSM deveriam ser menores que 110 %, 120% e 80% do peso do corpo destes indivíduos, caso contrário, os altos valores da FSM encontrados nesta pesquisa, sugerem que os indivíduos deste estudo não apresentam força muscular suficiente ou apresentam alteração do tempo de contração dos músculos, dificultando o controle da flexão do joelho na fase de apoio, além de apresentarem alteração dos movimentos clássicos e acessórios do joelho, e provável fraqueza dos estabilizadores durante esta fase da marcha. Sabe-se que durante a marcha, normalmente, o que se observa é uma extensão do joelho no contato inicial, que segue quase que imediatamente por uma leve flexão até que todo o pé faça contato com o solo, e que esse movimento durante o primeiro terço da fase de apoio da marcha, age como um absorvedor de choque, e depende da integridade das estruturas articulares para realizar esta função (PERRY, 2005), e que um joelho com dor, com diminuição de força e fraqueza das estruturas estabilizadoras não é capaz de realizar essa função normal.

A menor inclinação da primeira parte da curva (TAP) destes sujeitos, com conseqüente aumento no tempo do primeiro pico de força (TPPF), aconteceu provavelmente na tentativa de diminuir o choque e tornar a marcha mais segura, concordando com Pickles (1998) que divide estas alterações em 2 grupos: alterações que correspondem as mudanças fisiológicas do sistema sensitivo-motor destes sujeitos, e/ou alterações que consistem em adaptações motoras destinadas a tornar a marcha mais segura. Essas diferenças refletem a compensação dos sujeitos para reduzir a carga, principalmente na fase inicial de apoio da articulação do joelho afetado.

#### **4.3 CARACTERÍSTICAS MORFOLÓGICAS DAS CURVAS DE FORÇA DE**

## REAÇÃO DO SOLO

O quarto objetivo deste estudo foi o de analisar as características morfológicas da curva da força de reação do solo de cada um dos sujeitos. As características dinâmicas analisadas neste tópico serão associadas à morfologia das curvas obtidas para o passo, sendo ainda utilizadas as características clinico-funcionais para auxiliar a compreensão das alterações encontradas.

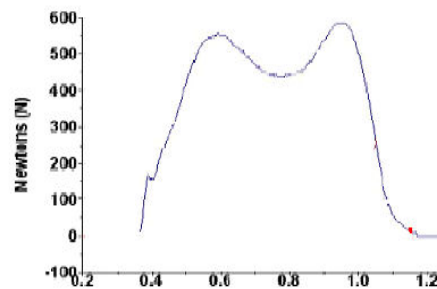
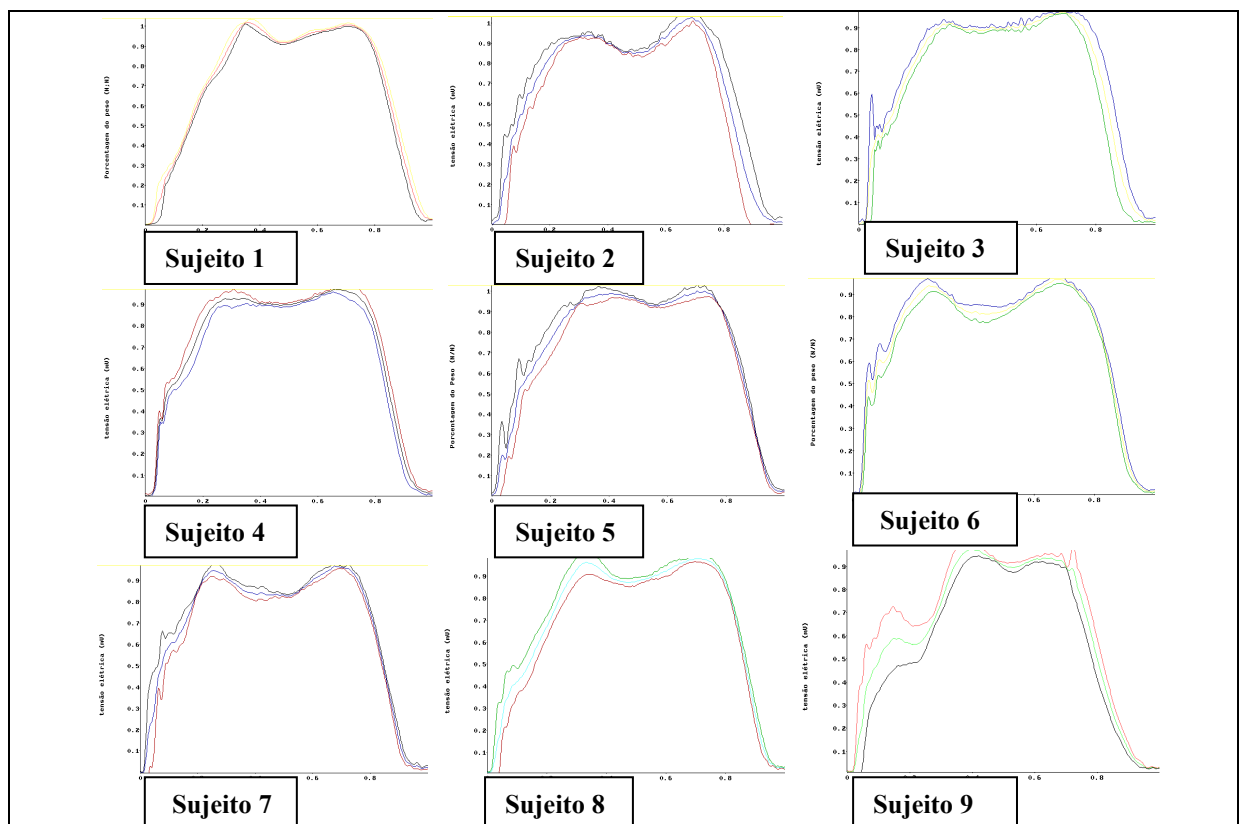


Fig. 12: Morfologia Normal da Força de Reação Vertical do Solo  
Fonte: Software Gaitway



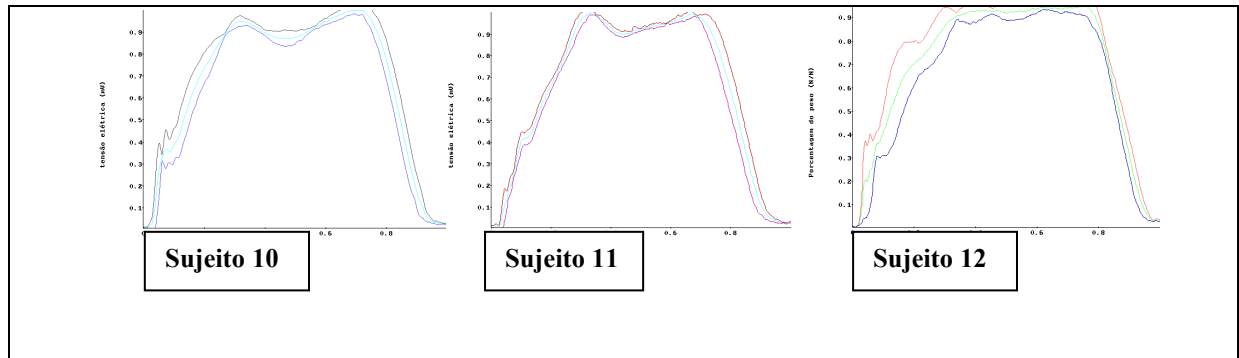


Fig. 13: Morfologia da Média das Forças de Reação Vertical do Solo com seus respectivos desvios padrão para mais e para menos.

Fonte: Sujeitos da Pesquisa

O que se observou em relação à morfologia das curvas dos sujeitos da pesquisa (fig. 13), é que a fase de apoio simples se modificou, em relação à morfologia normal esperada (fig. 12), ou seja, houve um aplainamento e um encurtamento deste trecho, se comparado a curva normal, caracterizado pelo aumento dos valores das FSM de forma significativa nos sujeitos 3, 4, 5 e 12 e por uma diminuição nos valores da TAP marcante dos sujeitos 1, 3, 9 e 12, fazendo com que houvesse uma aproximação entre tempos do PPF e do SPF. Estes resultados concordam com os estudos de Messier et al. (1992), Györy et al. (1976) e Stauffer et al. (1977), que caracterizam esta morfologia, a necessidade de descarga prematura do joelho destes sujeitos, na fase de apoio simples.

Estudos realizados por Amadio e Serrão (1992) apontaram somente modificações de aumento no período de duplo apoio e de redução no primeiro pico de força vertical máxima nas fases da marcha no idoso sem patologia, desencadeadas para alcançar uma condição de equilíbrio favorável. De qualquer forma, este trabalho demonstra que a TAP (que mede a inclinação da curva em relação a horizontal), além de ser um indicativo de controle do equilíbrio é também um indicativo de controle de impacto e de capacidade do indivíduo de coordenação, controle motor, e controle das cargas (NIGG e HERZOG, 1995; HSIANG et al. 2002 e SOUZA et al. 2001). O valor desta taxa foi mais baixo que o normal esperado, em todos os sujeitos, e o tempo para atingir o PPF foi maior que o normal esperado, indicando

que estes sujeitos não só apresentam este comportamento como uma forma de melhorar o seu equilíbrio, mas também, o indício de que apresentam incapacidade de controlar as cargas durante a fase de apoio simples, comprovada pela maior variabilidade (desvios padrão) do sinal nesta fase das curvas. No entanto a interpretação das causas e dos efeitos compensatórios nos vários padrões de movimento foi difícil, pois não houve uma inter-relação destas alterações morfológicas com as características clínico-funcionais destes sujeitos. Embora os resultados deste estudo sejam encorajadores, foram analisados muito poucos sujeitos, para servir como uma extensa conclusão clínico-funcional e biomecânica da marcha, neste momento. Então, sugere-se a realização de estudos longitudinais com um grande grupo de sujeitos com osteoartrose de joelhos para poder classificar ou distinguir os fatores patogénéticos e compensatórios desta patologia.

## V CONCLUSÕES

Através da análise dos resultados, com base no referencial teórico, e respeitando as limitações da pesquisa, foi possível concluir que:

Em relação às características clínico funcionais, os sujeitos apresentaram dor de aspecto físico intenso e de aspecto emocional variado, refletindo a interferência relativa da memória, da expectativa e da emoção de cada indivíduo, sobre a sua dor. Além disso, estes sujeitos apresentaram uma velocidade habitual e máxima abaixo do valor normal para idade, além de disfunção articular fisiológica de movimento clássico e acessório, ou seja, diminuição da amplitude de movimento ativa e passiva, que somados a um alto índice de massa corporal e alteração postural em varo e valgo dos joelhos, poderá predispor a progressão da patologia da osteoartrose.

Com relação à caracterização cinética da marcha destes sujeitos, estes apresentam os altos valores da força de suporte médio, a diminuição dos valores da taxa de aceitação do peso e do tempo de apoio simples.

As características morfológicas das curvas mostram que em função dos valores inferiores ao normal esperado do Primeiro Pico de Força, do Segundo Pico de Força, da Taxa de Aceitação do Peso e dos valores maiores da Força de Suporte Médio, houve um aplainamento e um estreitamento das curvas de todos os sujeitos se comparados com a curva normal.

Portanto a análise postural e funcional biomecânica do indivíduo e do padrão anormal da marcha destes sujeitos são apropriadas para o desenvolvimento de um diagnóstico

fisioterápico de disfunção articular do joelho, por deformidade postural do joelho, diminuição da amplitude articular ativa e passiva, diminuição da flexão do joelho durante a fase de apoio, diminuição da velocidade da marcha, e aumento da força de suporte médio. Este diagnóstico funcional fisioterápico permite o planejamento da intervenção terapêutica mais eficaz. Portanto, para estes sujeitos, se indicaria o tratamento que possibilitasse a reeducação postural dos joelhos, recuperação das amplitudes fisiológicas e acessórias de movimento ativa e passiva desta articulação e estabilização dos tecidos periarticulares para a diminuição da dor e recuperação funcional.

Sendo assim, o diagnóstico preciso e reprodutível desta pesquisa, torna a avaliação clinico-funcional e biomecânica da marcha de idosos com osteoartrose de joelho, ferramenta vital para o estadiamento das lesões da cartilagem articular e da OA.

## V REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGS Panel on Chronic Pain in Older Persons. **The Management of Chronic Pain in Older Persons**. American Geriatrics Society. *J.Am. Geriatr Soc*, 46, p. 635-651, 1998.

AMADIO, A.; SERRÃO, J. **Estudo dos parâmetros relacionados a força de reação do solo durante locomoção com idosos normais**. Anais do IV Congresso Nacional de Biomecânica, p. 1063-1065, 1992.

ANANDARAJAH, A. P. E SCHWARZ, E. M. **Dynamic exercises in patients with rheumatoid Arthritis**. *Ann Rheum Dis*, 63, p. 1359-1361, 2004.

ANDRADE, M. C.; MELO, S. I. L.; ÁVILA, A. O. V.; KRAESKI, M. H. **Análise biomecânica da marcha atlética e caminhar em diferentes velocidades**. Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica, p. 101-106, 1999.

ANDRIACHI, T. P. **Dynamics of Knee Malalignment**. *Orthopaedic Clinics of North America*. V.25, p. 395-403, 1994.

ANDRIACHI, T. P.; OGLE, J. A.; GALANTE, J. O. **Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements**. *Journal of Biomechanics*, New York, v.10., p. 261-268, 1977.

\_\_\_\_\_. **Biomechanics and gait analysis in total knee replacement**. *Orthop Rev*. XVII(5):470-473, 1988.

\_\_\_\_\_; ALEXANDER, E.J. **Studies of human locomotion: past, present and future**. *Journal Biomechanics* **33**, 1217-1224, 2000.

\_\_\_\_\_; LANG, P.L.; ALEXANDER, E. J.; HURWITZ, D. E. **Methods for evaluating the progression of osteoarthritis**. *JRRD* v. 37., n. 2., p. 163-170, March/April. 2000.

\_\_\_\_\_; MUNDERMANN A.; SMITH R.L.; ALEXANDER E.J.; DYRBY C.O.; KOO, S. **A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee**. (Review). *Ann Biomed Eng*. v. 32(3)., p. 447-57, 2004.

BARELA, A.M.F. **Análise Biomecânica do Andar de Adultos e Idosos nos Ambientes Aquáticos e Terrestres**. (dissertação). Escola de Educação Física e Esporte. São Paulo: USP, 2005.



BARRAK, T.; ROSEN, E.R.; SOFER, R. **Basic concepts of orthopedic manual therapy.** Gold III J.A. (ed.): Orthopedic and Sports Physical Therapy (2<sup>a</sup> ed.). The C.V. Mosby Company, Philadelphia, p. 195-211, 1990.

BENNEL, K.L.; HINMAN, R.S.; METCALF, B.R. **Association of Sensorimotor Function with Knee Joint Kinematics During Locomotion in Knee Osteoarthritis.** Am J Phys. Med. Rehabil, 83, p. 455-463, 2004.

BIENFAIT, Marcel. **Os Desequilíbrios Estáticos: fisiologia, patologia e tratamento fisioterápico.** São Paulo: Summus, 1995.

BRYAN, J.; HURWITZ, D.; BACH, B.; BITTAR, T.; ANDRIACCHI, T. **A predictive model of out come in high tibial osteotomy.** Trans Orthop Res Soc, 718, 1997.

BRUNEIRA, C. V.; AMADIO, A. **Análise da força de reação do solo para o andar e correr com adultos normais do sexo masculino durante a fase de apoio.** Anais do V Congresso Brasileiro de Biomecânica, p. 19-24, 1993.

BYKOV, K. M. et al. **Text Book of Physiology.** Moscow: Foreign Languages Publishing House, 1958.

CAPOZZO, A. **Gait analysis methodology.** Human Movement Science, Amsterdam, v. 3., p. 27-50, 1984.

CEPEDA, M.S.; AFRICANO, J.M.; POLO, R.; ALCALA, R.; CARR, P.B. **What decline in pain intensity is meaningful to patients with acute pain?** Pain, v. 105., p. 151-157, 2003.

CONAGHAN, P.G. **Update on osteoarthritis part 1: current concepts and the relation to exercise.** Br. J. Sports Med. 36, p. 330-333, 2002.

COOKE, T.D.V.; SIU, D.; FISHER, B. **The use of standardized radiographs to identify the deformities associated with osteoarthritis.** Recent Dev Orthop Surg: 264-273, 1987.

CREAMER, P.; LETHBRIDGE, C.; HOCHBERG, M.C. **Factors Associated with Functional Impairment in Symptomatic Knee Osteoarthrosis.** Rheumatology, 39: 490-496, 2000.

CYRIAX, J. **Textbook of Orthopedic Medicine: Diagnosis of Soft tissue Lesion.** 8 ed. v. 1. Toronto: Ballière Tindall, 1982.

DAVIS, M.A.; ETTINGER, W.H.; et al. **Knee Osteoarthritis and Physical Functioning: evidence from NHANES I epidemiologic followup study.** Journal of Rheumatology. 18, p. 591 – 598, 1991.

DEYLE, G.D. et al. **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. v. 85., n. 12., December, 2005.

DIEPPE, P.; ALTMAN, R.D.; BUCKWALTER, J.A.; FELSON, D.T.; HASCALL, V.; LOHMANDER, L.S., et al. **Standardization of Methods used to Assess the Progression of Osteoarthritis of the Hip or Knee Joints.** Rosemont II: American Academy of Orthopaedic Surgeons, p. 481-96, 1995.

DOHERTY, M. **Risk Factors for Progression of Knee Osteoarthritis.** Lancet. 358, 775-6, 2001.

DOUGADOS, M. **Terapêutica da Osteoartrose - Buscando Novos Caminhos.** Acta Fisiátrica 3(1): 7-9, 1996

DYRBY, C.O.; MICHAEL, F.D. E ANDRIACCHI, T.P. **Dynamic Shift of Rotation Position of the Knee in Subjects with ACL Deficiency.** Proceedings, 6<sup>th</sup> Annual Meeting of the Gait and Clinical Movement Analysis Society, Sacramento, CA, 2001.

ETTINGER, W. H.; AFABLE, R. F. **Physical Disability from Knee Osteoarthritis: the role of exercise as an intervention.** Med Sci Sport Exerc. 26, p. 1435-1440, 1994.

EYIGOR, Sibel. **A Comparison of Muscle Training Methods in Patients with Knee Osteoarthritis.** Clin Rheumatol. 23, p. 109-115, 2004.

FELSON, D.T. **Epidemiology of the Rheumatic Diseases. In: Arthritis and Allied Conditions: A textbook of rheumatology.** 13<sup>th</sup> ed. W.J. Koopman. Williams&Wilkins, Baltimore, 1997.

FERRANDEZ, A. M.; PAILHOUS, J.; DURUP, M. **Slowness in elderly gait.** Experimental Aging Research, Bristol, v. 16., p. 79-89, 1990.

\_\_\_\_\_ ; DURUP, M.; FARIOLI, F. Slowness, variability, and modulations of gait in healthy elderly. In: FERRANDEZ, A.M.; TEASDALE, N. (Eds.). **Changes in sensory motor behavior in aging.** New York: Elsevier, p. 53-88, 1996.

FITZGERALD, G. K. **Therapeutic Exercise for Knee Osteoarthritis: considering factors that may influence outcome.** Eur Medicophys, 41, p. 163-71, 2005.

\_\_\_\_\_ ; PIVA, S.R. E IRRGANG, J. J. **Reports of Joint Instability in Knee Osteoarthritis: Its Prevalence and Relationship to Physical Function.** Arthritis & Rheumatism (Arthritis Care & Research) v. 51., n. 6., p. 941-946, December 15, 2004.

GRIFFIN, M.R.; PUET, D.W. **Published Trials of Nonmedicinal and Noninvasive Therapies for Hip and Knee Osteoarthritis.** Ann Intern Méd. 121, p. 133-40, 1994.

GRODZINSKY, Alan. **Cartilage Regeneration and Repair, Where are we?** A review of the proceedings of the International Cartilage Repair Society's. Second Symposium. Boston, 1998.

GUARALNIK, J. M.; FERRUCCI, L.; SIMONSICK, E. M.; et al. **Lower Extremity Function in Persons over the Age of 70 Years as a Predictor of Subsequent Disability.** N. Engl. J. Med. 332, p. 556-561, 1995.

GYÖRY, A. N.; CHAO, E. Y. S.; STAUFFER, R. N. **Functional Evaluation of Normal and Pathologic Knees during Gait.** Arch Phys Med Rehabil. 57, p. 571-7, 1976.

HENNIG, E. **Gait analysis and the biomechanics of human locomotion.** Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica, p. 19-26, 1999.

HIMANN, J. E.; CUNNINGHAM, D. A.; RECHNITZER, P. A.; PATERSON, D. H. **Age-related changes in speed of walking.** Medicine Science of Sports and Exercise, Hagerstown, v. 20., p. 161-166, 1988.

HOCHMUTH, G. **Biomecânica de los movimientos desportivos.** Madrid, Spain: Instituto Nacional de Educación Física, 1973.

HOPPENFELD, S. **Propedêutica Ortopédica: Coluna e Extremidades.** São Paulo: Editora Atheneu, 276 p, 1993.

HOXIE, R.E.; RUBENSTEIN, L.Z. **Are Older Pedestrians Allowed Enough time to Cross Intersections Safely?** J Am Geriatric Soc. 42, p. 241-244, 1994.

HSIANG, S.; CHANG, C. **The effect of gait speed and loading carrying on the reliability of ground reaction forces.** Safety Science. v. 40., p. 639-657, 2002.

HURWITZ, D.E.; SHARMA, L.; ANDRIACCHI, T.P. **Effect of knee pain on joint loading in patients with osteoarthritis.** Curr Opin Rheumatol. 11, p. 422-426, 1998.

HUSKINSSON, E.C. **Measurement of Pain.** Lancet, v. 9., p. 1127-1131, 1974.

INMAN, V. T.; RALSTON, H. J.; TODD, F. Human locomotion. In: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. (Eds.). **Human walking.** 2. ed. Baltimore: Williams & Wilkins. p. 1-22, 1994.

JACKSON, D.W.; SIMON, T.M.; ABERMAN, H.M. **Symptomatic articular cartilage degeneration: the impact in the new millennium.** Clin Orthop Relat Res. 391Suppl:S14-25, 2001. Review.

JENSEN, M.P.; CHEN, C.; BRUGGER, A.M. **Postsurgical Outcome Assessment.** Pain, v. 99., p. 101-109, 2002.

JOHNSON, F.; LEITH, S.; WAUGH, W. **The distribution of load across the knee: A comparison of static and dynamic measurements.** J Bone Joint Surg. 62-B(3):346-349, 1980.

KAUFMAN, K.R.; HUGHES, C.; MORREY, B.F.; MORREY, M.; KAI-NAN, A. **Gait Characteristics of Patients with Knee Osteoarthritis.** Journal of Biomechanics. 34, p. 907-915, 2001.

KELLGREN JH, LAWRENCE DM. **Radiological assessment of osteoarthritis.** Ann Rheum Dis. 16:494-502, 1957..

KERRIGAN,D.C.; TODD, M. K.; DELLA CROCE, U.; LIPSITZ, L. A. AND COLLINS, J. **J. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: Evidence for specific limiting impairments.** *Archives of Physical and Medical Rehabilitation.* **79**, p. 317–322, 1998.

KESSLER R.M.; HERTLING, D. Peripheral joint mobilization techniques. Hertling D and Kessler RM (eds.): **Management of Common Musculoskeletal Disorders, Physical Therapy Principles and Methods** (2<sup>a</sup> ed.). J.B. Lippincott, Philadelphia. p. 87-125, 1990.

KOO, S.; DYRBY,C.O.; MUNDERMANN, A.; ANDRIACHI,T.P. **Patterns of Cartilage Degeneration for ACL Deficient patients are Influenced by Gait Mechanics.** Colorado: Summer Bioengineering Conference, June 22-26, 2005.

LAJOIE, Y.; TEASDALE, N.; BARD, C. & FLEURY, M. **Upright standing and gait: are there changes in attentional requirements related to normal aging?** *Exp Aging Res.* **22**(2): p. 185-98, Apr-Jun, 1996.

LANGLOIS, J.A.; KEYL, P.M.; GURALNIK, J.M. et al. **Characteristics of Older Pedestrians Who Have Difficulty Crossing the Street.** *Am J. Public Health.* **87**: p. 393-397, 1997.

LIN, Y.C; DAVEY, R.C.; COCHRANE, T. **Tests for Physical Function of the Elderly with Knee and Hip Osteoarthritis.** *Scand J Med Sci Sports.* **11**: p. 280-286, 2001.

LINK,D.M.; TEIXEIRA, J.S.; OLIVEIRA, L.G.; MOTA, C.B. **Análise Cinemática do Andar de Crianças transportando Mochilas.** *Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica*, p. 180-184, 2001

LOBO DA COSTA, P. H. ; AMADIO, A.C. **Análise de Fatores Dinâmicos Seleccionados no Andar e Correr em Crianças.** *Anais do IV Congresso Nacional de Biomecânica.* p. 198 - 206, 1992.

MAGEE D. J. **Orthopedic Physical Assessment.** London, W.B. Saunders Company, 1997.

MAcCONAILL, M.A.; BASMAJIAN, J.B. **Muscles and movements: a basis for human kinesiology.** Willians and Wilins, Baltimore, 1969.

McCORY, J. L.; WHITE, S. C.; LIFESO, R. M. **Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty.** *Gait and Posture.* n. **14.**, p. 104-109, 2001.

MELZACK, R.; WALL, P. D. **Pain Mechanism: a new theory.** *Science:* **150**, p. 971-979, 1965.

MERRIT, J.L. **Soft Tissue Mechanisms of Pain in Osteoarthritis.** *Semin Arthritis Rheum.* **18**: p. 51-6, 1989.

MERSKEY,H.; BOGDUK, N. **Classification of Chronic Pain.** 2<sup>nd</sup> ed. Seattle:IASP Press. p. 11-15, 1994.

MESSIER, S. P.; LOESER, R. F.; HOOVER, J.L.; et. al. **Osteoarthrosis of the knee: Effects on gait, strength and flexibility.** Arch Phys Med Rehabil. 73, p. 29-36, 1992.

MILLS, P.M.; BARRET, R.S. **Swing phase mechanics of healthy young and elderly men.** Hum Mov Sci. 20(4-5), p. 427-46, nov. 2001.

MIYAZAKI, T.; WADA, M.; KAUAHARA, H.; SATO, M.; BABA, H.; SHIMADA, S. **Dynamic Load at Baseline Can Predict Radiographic Disease Progresión in Medial Compartment Knee Osteoarthritis.** Annals of Rheumatic Diseases. 61, p. 617-622, 2002.

MOSELEY, JB; KIMBERLY, MD; O'MALLEY; PETERSEN, NJ ; TERRI J.; et al. **A Controlled Trial of Arthroscopic Surgery for Osteoarthritis of the Knee.** v. 347, n. 2, p. 81-88, July 11, 2002.

NETO, L. F. [www.feiradeciencias.com.br](http://www.feiradeciencias.com.br)

NIGG, B. M.; FISHER, V. e RONSKY, J.L. **Gait characteristics as a function of age and gender.** Gait and Posture. v. 2, p. 213-220, 1994.

\_\_\_\_\_; HERZOG, W. **Biomechanics of the Muscle-Skeletal System.** Canada. John Wiley & Sons, 1995.

NOLAN, M.F. **Pain: The Experience and Its Expression.** Clinical Management. 10(1), p. 22-25, 1990.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. **Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System.** 2 ed. Philadelphia, London: Lea & Febiger, 1989.

NORTON, K.; OLDS, T. **Antropométrica: um livro sobre medidas corporais para o esporte e cursos da área da saúde.** Porto Alegre: Artmed, 2005.

NOYES, F.R. et al. **The Anterior Cruciate Ligament-Deficient Knee with Varus Alignment: An Analysis of Gait Adaptation and Dynamic Joint Loadings.** American Journal of Sports Medicine. v. 20, Issue 6, p. 707-716, 1992.

OLERUD, C.; BERG, P. **The variation of Q Angle with different position of the foot.** Clin Ortho. 191, p. 162-165, 1984.

OMBREGT, L. **A System of Orthopaedic Medicine.** London: WB Saunders Company Ltd, 1999.

PARIS, S.V.; LOUBERT, P.V. **FCO: Foundation of Clinical Orthopaedics (Seminar Manual).** St Augustine: Institute Press Division of Patris Inc, 1999.

PARÓCZAI, R.; BEJEK, Z.; ILLYÉS, A.; KOCSIS, L.; KISS, R.M. **Gait Parameters of Healthy, Elderly People.** Facta Universitatis: Physical Education and Sport. v. 4, n. 1, p. 49-58, 2006.

PATLA E. C. **Reliability of Interpretation of The Paris Classification of Normal End Feel for Elbow Flexion and Extension.** The Journal of Manual & Manipulative Therapy. v.

1, n. 2, p. 60-66, 1993.

PAUKKONEN K, HELMINEN HJ, TAMMI M, JURVELIN J, KIVIRANTA I, SAAMANEN AM. **Quantitative morphological and biochemical investigations on the effects of physical exercise and immobilization on the articular cartilage of young rabbits.** Acta Biol Hung. 35(2-4), p. 293-304, 1984.

PERRY, Jaquelin. **Gait analysis: normal and pathological function.** Throfare: SLACK, 1992.

\_\_\_\_\_. **Análise da Marcha: Sistemas de Análise de Marcha.** Barueri, S.P.: Manole, v. 3, 2005.

PETROSKI, E. L. **Antropometria: técnicas e padronizações.** Porto Alegre: Palloti, 144 p., 1999.

PICKLES, B.; COMPTON, A.; COTT, C.; SIMPSON, J.; VANDEWOORT. **A Fisioterapia na Terceira Idade.** São Paulo: Santos, 1998.

PIMENTA, C.A.; TEIXEIRA, M.J. **A Proposta de Adaptação do Questionário de McGill para a Língua Portuguesa.** Rev Bras Anest. 47 (2), Março/Abril, 1997.

PIMENTEL-GOMES, F. **O índice de variação, um substituto vantajoso do coeficiente de variação.** Piracicaba: IPEF, 4 p (circular técnica, 178), 1991.

PRANKE, G. I.; TEIXEIRA, C. S.; MOTA, C. B. **Contribuições Biomecânicas ao público da terceira idade.** Rio de Janeiro: Rev. Bras. Geriatr. Gerontol. v.9, n.2, 2006.

PSATY BM, FURBERG CD. **COX-2 inhibitors – lessons in drug safety.** N Engl J Med. 352, p. 1133-35, 2005.

RICHY F, BRUYERE O, ETHGEN O, CUCHERAT M, HENROTIN Y, REGINSTER JY. **Structural and symptomatic efficacy of glucosamine and chondroitin in knee osteoarthritis: a comprehensive meta-analysis.** Arch Intern Med. 163, p.1514–22, 2003.

RIEHLE, Hartmut. **Introdução na Biomecânica do Esporte. I Parte.** Universidade de Konstanz, 1976 (apostila).

RILEY PO, DELLACROCE U, KERRIGAN, DC. **Effect of age on lower extremity Joint moment contributions to gait speed.** Gait and Posture. 14, p. 264-270, 2001.

ROESLER, H. **Desenvolvimento de plataforma subaquática para medição das forças e momentos nos três eixos coordenados para utilização em biomecânica.** Tese (doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia Mecânica, UFRGS, Porto Alegre, 1997.

\_\_\_\_\_; MELO, S. I. L.; HAUPENTAL, A.; ROESLER, C. R. M. **Proposição de**

**variável para a caracterização do recebimento de carga no corpo humano.** Anais do X Congresso de Biomecânica, 2003.

ROSE, J.; GAMBLE, J.G. **Marcha Humana.** 2ª ed. São Paulo: Premier, 1998.

SACCO, I. C. N.; SERRÃO, J. C.; SÁ, M. R.; AMADIO, A. C. **Estudo comparativo de variáveis biomecânicas do andar em esteira rolante entre sujeitos saudáveis e neuropatas.** Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica. p. 198-203, 2001.

SALTER, R.B. **Textbook of Disorders and Injuries of the Musculoskeletal System.** Williams & Wilkins, 1999.

SANTOS, C.C.; PEREIRA, L.S.M.; RESENDE, M.A.; MAGRO, F.; AGUIAR, V. **Aplicação da Versão Brasileira do Questionário de Dor McGill em Idosos com Dor Crônica.** Acta Fisiatr. 13(2), p. 75-82, 2006.

SCHIPPLEIN, O.; ANDRIACCHI, T. **Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking.** J Orthop Res. 9, p. 113-9, 1991.

SHARMA, L.; DOROTHY, D.D.; CAHUE, S.; SONG, J.; HAYES, K.W. **Quadriceps Strength and Osteoarthritis Progression in Malaligned and Lax Knees.** Ann Intern Med. 138, p. 613-619, 2003.

SILVA, L. M.; ZARO, M. A. **SAD 2 Versão (3.0) – Sistema de Aquisição de Dados – Manual de Operação.** Caderno Técnico de Engenharia Mecânica CT 07 – DEMEC. Porto Alegre: UFRGS, 1997.

SOUZA, J. B.; MUNIZ A. M.; PERONI, L. A.; ÁVILA A. O. V. **Análise dos parâmetros da marcha de um atleta que sofreu uma fratura por tensão mecânica elevada.** Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica. Porto Alegre: UFRGS. p. 281-284, 2001.

SPIRDUSO, W.W.; CRONIN, D.L. **Exercise Dose-Response Effects on Quality of Life and Independent Living in Older Adults.** Med Sci Sports Exerc. 33, p. S598-S608, 2001.

SRINATANAKUL, K. et al. **The Quantification of Pain: An Analysis of words used to Describe pain and Analgesia in Clinical Trials.** Clin. Pharmacol. Ther. St Louis, v. 32, p. 143, 1982.

STAUFFER, R.N.; CHAO, E.Y.S.; GYÖRY, A.N. **Biomechanical gait analysis of the diseased knee joint.** Clin Orthop. 126, p. 246-255, 1977.

SUTHERLAND, D.H.; KAUFMAN, K.R.; MOITOZA, J.R. **Cinemática da Marcha Normal.** In: Rose, J. & Gamble, J.G. (eds). **Marcha Humana.** 2 ed. São Paulo: Editorial Premier, 1998.

TEIXEIRA, L.F. & OLNEY, S.J. **Interferência do Alinhamento na Performance Biomecânica do Joelho Durante a Marcha em Pacientes com Osteoartrite.** Acta Fisiátrica 3(1), p. 20-29, 1996.

TOWEED, T.E.; JUDD, M.J.; HOCHBERG, M.C.; WELLS, G. **Acetaminophen for osteoarthritis (Cochrane review)**. The Cochrane Library (Update Software, Oxford) Issue 2, 2003.

TUCKMANN, Bruce. **Conducting Educational Research**. Jovanovich, Hartcourt Brace, 1978.

VASCONCELOS K. S. S.; DIAS J. M. D.; DIAS R.C. **Relação entre intensidade de dor e capacidade funcional em indivíduos obesos com osteoartrite de joelho**. Rev. Bras. Fisioter. v. 10, n. 2, p. 213-218, 2006.

VERDERI, E. **Programa de Educação Postural**. São Paulo: Phorte, 2001.

VIEL, Eric. **A Marcha Humana, A Corrida e o Salto. Biomecânica, Investigações, Normas e Disfunções**. São Paulo. Manole 2001.

WANG, J.W. et al. **The Influence of Walking Mechanics and Time on the Results of Proximal Tibial Osteotomy**. J. Bone Joint Surg. 72-A (6), p. 905-909, 1990.

\_\_\_\_\_ ; OLNEY, S.J. **Relationships between alignment, kinematic, kinetic measures of the knee of normal subjects in level walking**. Clin Biomech. 9, p. 245-252, 1994.

WANNMACHER, L. **Osteoartrose de joelhos Parte I: Evidências sobre abordagens medicamentosas**. Brasília: ISSN 1810-0791, v. 3, n. 3, fev. 2006.

WINTER, D.A. **The biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological**. 2ª ed. Canadian Catalogin: Ontário, 1991.

ZACHAZEWSKI J. E. **Flexibility for sports**. Sanders B: Sports Physical Therapy. San Mateo, CA/Norwalk, CT. Appleton & Lange., p. 201-238, 1990.



## APÊNDICE I

### FORMULÁRIO DE CONSENTIMENTO

Título do Projeto: “Efeitos de um Programa de Fisioterapia Manual Ortopédica sobre as Características Clínico-Funcionais e Biomecânica da Marcha de Idosos com Osteoartrose de Joelhos”.

Você deverá estar de posse de um exame radiográfico antero-posterior ortostático atualizado da articulação do seu joelho, que será avaliado por um radiologista, que fará o diagnóstico do grau de comprometimento da sua articulação. Você será também, submetido a uma avaliação clínica e funcional, pelo fisioterapeuta, com data previamente marcada, no laboratório de Biomecânica da UDESC-CEFID, com procedimentos semelhantes ao que o médico realiza ao examinar seu joelho no consultório. Dentro desta avaliação, o fisioterapeuta solicitará que você responda a um questionário de dor, e que marque um valor de intensidade da sua dor que estiver sentindo no momento da avaliação, estes lhe serão entregues no dia da avaliação. Após esta etapa será realizada a coleta de dados antropométricos e funcionais que consiste em coletar medidas que testem a condição de movimento dos seus membros inferiores. As medidas que serão obtidas de você são: seu peso, sua altura, o comprimento das suas pernas, os ângulos de alinhamento dos membros inferiores estático (ângulo Q), a largura dos seus ombros e do seu quadril e as amplitudes de movimento dos seus joelhos. Estes procedimentos clínicos necessitam ser realizados com você de sunga (homens) e maiô (mulheres), que permitirão a colocação de alguns pontos reflexíveis sobre sua pele, com fita durex, permitindo que as forças com que você pisa no chão e os ângulos de movimento dos seus joelhos possam ser medidos enquanto você caminha normalmente em uma superfície plana, na sua velocidade natural. No local onde você deverá caminhar, haverá duas plataformas de força (como uma balança) camufladas para que você não altere seu padrão de marcha querendo acertar seus pés nelas, ao mesmo tempo em que câmeras de vídeo, irão captar seus movimentos durante a caminhada. Você pode vir a sentir, durante o exame, o mesmo desconforto que sente algumas vezes caminhando na rua. Através deste exame

poderemos definir melhor as alterações funcionais e o padrão da marcha de pessoas com osteoartrose de joelhos. Com isso os objetivos da reabilitação serão mais claramente definidos, permitindo melhor evolução nos quadros de dores como estas. Junto a você, durante as coletas, haverá profissionais da área de fisioterapia, professores de educação física e bolsista (acadêmicos do curso de fisioterapia ou educação física) do Laboratório de Biomecânica.

Após este período de avaliação você será convidado a realizar um tratamento de 20 sessões de fisioterapia (2x/semana, 3ª e 5ª feiras), pelo período de 1 hora cada sessão, na Clínica de Prevenção e Reabilitação da UDESC-CEFID, em Coqueiros, Florianópolis. O tratamento será baseado em procedimentos de fisioterapia e exercícios, sem contra-indicação ou risco para você.

No final das 20 sessões, será marcada uma nova data para a reavaliação clínica e funcional que seguirá os mesmos procedimentos iniciais. Cada indivíduo terá sua identidade preservada, sendo arquivados os dados através de números e siglas.

Pessoa para contato:

Pamela Branco Schweitzer

Telefones: (049) 222 5773 ou (049) 9973 0799

Declaro que fui informado sobre todos os procedimentos da pesquisa e, que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes ao projeto e, que todos os dados a meu respeito serão sigilosos. Eu compreendo que neste estudo, as medições, experimentos/procedimentos serão feitos em mim.

---

Nome por extenso

---

Assinatura

Florianópolis, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

**APÊNDICE II**  
**FICHA DE AVALIAÇÃO**

DATA: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_

Sr./Sra.: \_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_ Fone: \_\_\_\_\_

Dr.: \_\_\_\_\_

Diagnóstico: \_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_ Sexo: \_\_\_\_\_ Massa : \_\_\_\_\_ Estatura: \_\_\_\_\_

Comprimento dos MsIs: Direito: \_\_\_\_\_ Esquerdo: \_\_\_\_\_

Largura dos Ombros: \_\_\_\_\_ Largura do Quadril: \_\_\_\_\_

Alinhamento Articular do Joelho (ângulo Q): Direito: \_\_\_\_\_ Esquerdo: \_\_\_\_\_

Amplitude Articular Ativa do Joelho: Flexão Direito: \_\_\_\_\_ Extensão Direito: \_\_\_\_\_  
Flexão Esquerdo: \_\_\_\_\_ Extensão Esquerdo: \_\_\_\_\_

Amplitude Articular Passiva do Joelho: Flexão Direito: \_\_\_\_\_ Extensão Direito: \_\_\_\_\_  
Flexão Esquerdo: \_\_\_\_\_ Extensão Esquerdo: \_\_\_\_\_

Velocidade Habitual: \_\_\_\_\_ Velocidade Máxima : \_\_\_\_\_

Usa Medicação para OA? ( ) Sim ( ) Não Qual? \_\_\_\_\_ Qto tempo? \_\_\_\_\_

Pratica atividade física? ( ) Sim ( ) Não Qual? \_\_\_\_\_ Freqüência? \_\_\_\_\_ Qto tempo \_\_\_\_\_

### APÊNDICE III

PAMELA BRANCO SCHWEITZER  
**Clínica de Prevenção e Reabilitação Física**  
Rua Paschoal Simone, 358 - Coqueiros  
Fone: (048) 32448155  
Florianópolis, SC - Brasil - 88.080-350  
**Laboratório de Biomecânica**  
Fone: (048) 3244 9451 ou (049) 99730799

Florianópolis, SC, Outubro de 2006

Prezado Doutor (a):

Conforme contato telefônico anterior, sou fisioterapeuta, pós-graduada em ciências morfofisiológicas pela UDESC, especialista em fisioterapia manual ortopédica pela Universidade de St Augustine, Flórida, EUA e cursando o mestrado em ciências do movimento humano – Biomecânica, na UDESC – CEFID, Florianópolis, SC, orientada pelo professor Dr. Sebastião Iberes Lopes Melo.

A experiência adquirida com mais de 6 anos de trabalho dedicado ao uso da fisioterapia manual ortopédica no tratamento de pacientes com osteoartrose de joelhos, dirigiu meus estudos na observação das características da marcha e das características clinico-funcionais de pacientes com este tipo de problema. O fato de a osteoartrose ser uma doença prevalente em idosos, desenvolvendo processos de alteração postural, dor e limitações funcionais significativas, me levou em busca de meios de mensuração dos movimentos do corpo, de forma a fundamentar o diagnóstico funcional desta articulação e o desenvolvimento de tratamentos mais adequados para a recuperação destas disfunções. O padrão da marcha pode ser afetado por esta doença articular e pode, neste caso, servir como parâmetro de avaliação da progressão, estabilidade ou melhora da doença, em função de um tratamento de escolha.

Pretendo desenvolver, como requisito para a obtenção do grau de mestre em ciências do movimento humano, a pesquisa intitulada: *Avaliação Clínico-funcional e Biomecânica da Marcha de Pacientes com Osteoartrose de Joelhos submetidos a Tratamento Fisioterápico Manual*; que tem como objetivo geral avaliar a efetividade da Fisioterapia Manual Ortopédica como forma de recuperação clinico-funcional e nas características biomecânicas da marcha de pacientes com osteoartrose de joelhos. Ela constará de 3 etapas: *a primeira*, os pacientes farão uma avaliação clinico funcional, que compreende, a observação do grau de comprometimento da articulação através de diagnóstico radiológico, medidas da amplitude articular ativa e passiva do joelho, observação da intensidade, qualidade e localização da dor, além das medidas cinéticas das variáveis da força de reação do solo e das variáveis cinemáticas da marcha destes indivíduos; *a segunda*, consta da aplicação de um tratamento de 20 sessões de fisioterapia manual ortopédica e exercícios próprios para esta disfunção; e, *a terceira*, a reavaliação clinico-funcional e biomecânica da marcha realizada na primeira etapa de modo a comparar os dados antes e depois do tratamento.

Para tanto, estou solicitando a sua colaboração, no encaminhamento de pacientes com osteoartrose de joelhos que se interessem em fazer parte desta pesquisa, para o endereço ou telefones anteriormente referidos. A avaliação clinico-funcional, cinética e cinemática assim como também o tratamento fisioterapêutico, não apresentam contra indicações ou riscos para o paciente.

Os pacientes interessados devem estar dentro dos critérios de inclusão, que são:

- 60 anos ou mais;
- Alteração postural das extremidades inferiores em varo ou valgo;
- Que apresentem rigidez em um ou ambos os joelhos durante as atividades diárias;
- Que tenha a articulação do joelho envolvida como fator primário da limitação física ou atividade funcional;
- Duração dos sintomas de limitação a mais de 6 meses;
- Sintomatologia de dor estável nos últimos 6 meses;
- Que apresente dor articular na amplitude passiva de movimento;
- Sinais radiográficos de alterações hipertróficas, formações marginais, ou espaço articular diminuído não uniforme (grau 2, 3 ou 4 classificadas por Kellgren-Lawrence, 1957);
- Os que tomam medicação serão instruídos a manter o uso do medicamento e não deverão iniciar o uso de um novo medicamento para osteoartrose durante o tratamento e nas 8 semanas seguintes;
- A terapia com medicação tem que ter iniciado pelo menos 30 dias antes da participação no estudo;
- Os que fazem atividade física ou fisioterapia paralela serão instruídos a manter as atividades e não iniciarem outra atividade durante o tratamento e nas 8 semanas seguintes;
- As atividades físicas paralelas devem ter iniciado pelo menos 6 meses antes da participação no estudo.

Não poderão fazer parte da pesquisa os seguintes indivíduos:

- Sujeitos que não puderem frequentar as 20 sessões de fisioterapia (2 vezes por semana, durante 1 hora na clínica de fisioterapia da UDESC – CEFID, Coqueiros);
- Aqueles com queixas de instabilidades ligamentar;
- Portadores de osteoartrose assintomática;
- Outras articulações, que não o joelho, como articulação de queixa e de limitação;
- Qualquer condição que impossibilite a deambulação;
- História de trauma nos membros inferiores;
- Pacientes submetidos a cirurgia de joelhos;
- Portadores de doenças reumatóides ou outro tipo de artrite;
- Uso de órteses para deambulação;
- Demência ou incapacidade de dar informações.

Contando com a sua valiosa colaboração, antecipadamente agradeço e me coloco a disposição para esclarecimentos de qualquer dúvida que por ventura houver. Informo também que é garantido o anonimato dos participantes da pesquisa.

Atenciosamente,

PAMELA BRANCO SCHWEITZER

## **APÊNDICE IV**

### **ESTUDO PILOTO**

O estudo piloto teve como propósito confirmar e definir os instrumentos de medida escolhidos na pesquisa, familiarizar os envolvidos na pesquisa com os métodos utilizados, otimizar o tempo de coleta e análise dos dados, otimizar a melhor seqüência de coleta, otimizar os recursos humanos necessários para esta etapa da pesquisa, para o treinamento dos pesquisadores e por fim, determinar a viabilidade da pesquisa.

#### **- SUJEITOS DO PILOTO**

Este estudo teve a participação de três sujeitos cujas características são citadas abaixo:

- Portadores de osteoartrose de joelho;
- 60 anos ou mais;
- Que apresentavam rigidez em um ou ambos os joelhos durante as atividades diárias;
- Que tinham a articulação do joelho como fator primário da limitação física ou atividade funcional.

#### **- APROVAÇÃO DO PROJETO:**

Aprovação do estudo pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade do Estado de Santa Catarina ocorreu em 13 de Dezembro de 2006 com número de referência 172/06. Após a aprovação, cada indivíduo recebeu informações sobre os objetivos da pesquisa e as etapas do protocolo e assinaram um termo de consentimento de participação na pesquisa e de consentimento da utilização de imagens, cujo modelo está no anexo I. Após o consentimento os sujeitos foram convidados a comparecer em datas e horas previamente marcadas no laboratório de biomecânica do CEFID-UDESC. No dia da coleta de dados os seguintes procedimentos foram realizados:

#### **- PREENCHIMENTO DA FICHA DE AVALIAÇÃO**

A ficha de avaliação foi preenchida com cada um dos sujeitos e constava de data, nome, endereço, fone, idade e sexo, questionário de dor, e a escala linear de dor. Após esta etapa se iniciou as coletas antropométricas de peso, altura, comprimento dos membros

inferiores, largura de ombros e quadril, amplitudes articular ativa e passiva, e alinhamento articular do joelho comprometido, realizado pela fisioterapeuta com o auxílio de uma bolsista.

#### - RECOLHIMENTO DO EXAME RADIOGRÁFICO DO JOELHO DO INDIVÍDUO

As radiografias recentes do joelho de cada sujeita foi recolhida para posterior envio ao médico radiologista.

#### - AVALIAÇÃO ANTROPOMÉTRICA E CLÍNICO-FUNCIONAL

Para a avaliação antropométrica e clínico-funcional foi utilizada a mesma ficha de avaliação onde foram anotados os dados de peso; estatura; comprimento dos membros inferiores, largura de ombros e de quadril, alinhamento articular, amplitude articular ativa e passiva do joelho de cada sujeito. O grau de comprometimento articular ou a severidade da doença e o espaço articular serão verificados através da análise da progressão radiográfica do joelho com osteoartrose por um médico radiologista, seguindo a classificação de Kellgren Lawrence (1957), e anotadas na ficha de avaliação.

Para a avaliação qualitativa da dor foram entregue o Questionário de McGill, solicitando a cada indivíduo que demarcasse, as palavras que melhor descreviam a natureza da sua dor naquele momento; e para a intensidade da dor, utilizou-se a Escala Linear de Dor, em que o sujeito marcou um número de 0 a 10 que se aproximasse da intensidade da dor que ele estava sentindo naquele momento.

Para a verificação da massa, os sujeitos foram instruídos a posicionar-se descalço, no centro da balança e manter o peso bem distribuído entre os dois pés, permanecendo com a cabeça firme e com os olhos direcionados a frente.

Para estatura, os sujeitos permaneceram com os pés unidos, descalço e encostados na parede, as nádegas e a parte superior das costas, encostado na escala, solicitando que naquele momento respirasse fundo e mantivesse o ar nos pulmões, para que a medida fosse tomada no final da inalação profunda do sujeito.

A distância entre os ombros foi medida com o indivíduo em pé, com os braços soltos ao longo do corpo; o avaliador em pé, atrás do sujeito, trouxe as lâminas do paquímetro para junto dos processos acromiais, num ângulo de aproximadamente 45° direcionado para cima.

A largura do quadril foi medida entre os pontos mais laterais dos trocanteres; os braços do paquímetro foram mantidos levemente para cima, e o avaliador ficou em pé de frente para o sujeito. Os valores obtidos foram anotados na ficha de avaliação, (ANEXO III).

Para a medição do comprimento do membro inferior utilizou-se uma fita métrica, com o avaliado posicionado na posição ortostática com peso distribuído nos dois membros inferiores, utilizando como ponto de referência a espinha ilíaca antero superior até o maléolo interno do mesmo membro (NORTON & OLDS,2005).

Para as medidas do alinhamento articular dos joelhos ( ângulo “Q” – figura 7), o sujeito foi posicionado de costas para a parede, mantendo a distância entre os pés a mesma distância adquirida na largura do quadril, com os pés paralelos. Foram colocados marcadores reflexivos nas Espinhas Ilíacas Antero Superiores, no centro da patela, e na tuberosidade anterior da tíbia, sendo que o ângulo superior formado entre a intersecção das linhas formadas pelo eixo diafisário sagital do fêmur e da tíbia, representou o ângulo “Q” (MAGEE, 1997). A máquina fotográfica foi colocada em um tripé e posicionada perpendicularmente ao plano frontal do indivíduo, a uma distância que o enquadrava no foco e a uma altura intermediária a dimensão do corpo fotografado.

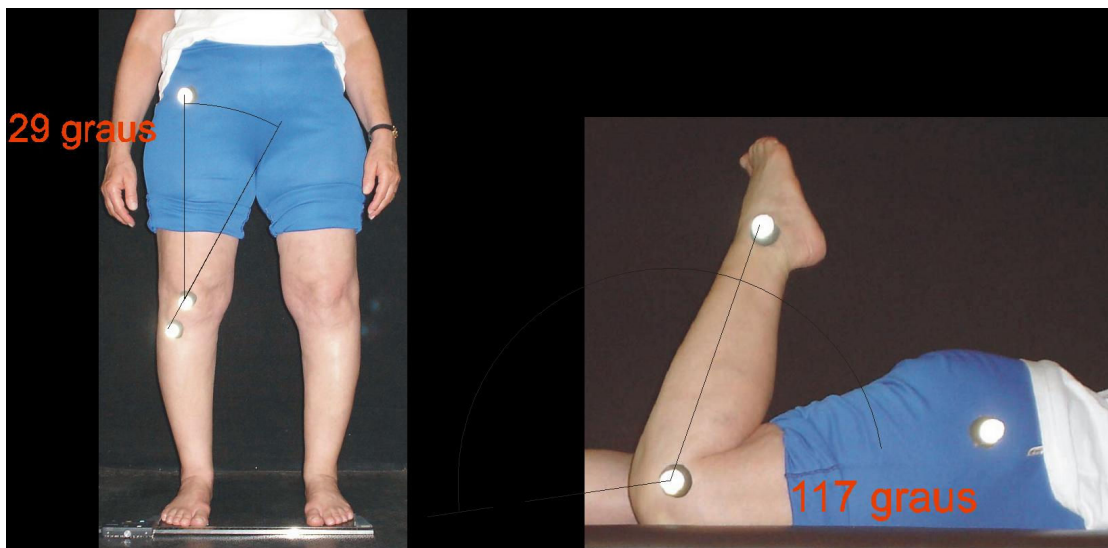


Fig. 10: Medidas do Ângulo “Q” e Amplitude Ativa de Flexão do Joelho

Para as medidas das amplitudes articulares ativas dos joelhos, foram fixados marcadores reflexivos no centro articular do quadril, joelho e tornozelo, que seguiram os valores dados por Kalfues, citado em RIEHLE (1971 pág. 79), sendo para o quadril 0,3 cm acima da ponta distal do trocânter maior do fêmur, para o joelho, 2,6 cm acima da fenda proximal da articulação do joelho e para o tornozelo, 1,3 cm acima da ponta distal do maléolo medial. O indivíduo tomou a posição deitada em uma maca em decúbito ventral, com os pés fora da maca e realizou a flexão (fig. 7) e a extensão máxima ativa do joelho testado, permanecendo na amplitude máxima de flexão e extensão até ser fotografado.



A amplitude passiva foi realizada da mesma forma, só que no final da amplitude ativa o fisioterapeuta, passivamente, forçou além da amplitude ativa e o indivíduo foi fotografado tanto na posição de máxima flexão passiva como também na máxima extensão passiva.

A velocidade máxima da marcha de cada sujeito não foi realizada no estudo piloto mas será verificada, utilizando uma esteira instrumentalizada, na qual o indivíduo iniciará a marcha em sua velocidade habitual pré definida, permanecendo nesta velocidade pelo período de 15 segundos. Após esse período a velocidade será incrementada a cada 15 segundos em 1Km/h. Será considerada como velocidade máxima válida aquela em que o indivíduo suporte, pelo período completo de 15 segundos consecutivos.

#### - PARÂMETROS CINÉTICOS DA MARCHA:

A análise cinética da marcha foi realizada com somente um dos sujeitos. O sujeito foi instruído a caminhar sobre a plataforma de força na sua velocidade habitual. Foram concedidas várias passagens sobre a passarela para que o indivíduo se sentisse adaptado. Como indicadores de adaptação, foi observado se o sujeito estava caminhando com velocidade constante e se dirigia o olhar para frente, durante a caminhada. Após o período de adaptação, a aquisição do sujeito foi realizada, sendo que o mesmo percorreu por 3 vezes na frequência de 1000 Hz, 3 vezes na frequência de 600 Hz, 3 vezes na frequência de 300Hz, 3 vezes na frequência de 240 Hz e 3 vezes na frequência de 120 Hz até obter 15 repetições válidas. A aquisição foi considerada válida, quando o sujeito pisou com toda a planta do pé na plataforma (calcanhar a ponta do pé). A direção dos eixos da plataforma foi definida como eixo Z (eixo vertical).

#### - PARÂMETROS CINEMÁTICOS DA MARCHA:

A coleta cinemática também foi realizada com somente um sujeito. O sujeito foi instruído a usar uma bermuda que permitisse que os membros inferiores ficassem a mostra para a possível colocação de marcadores reflexivos passivos que foram fixados no centro articular do quadril, joelho e tornozelo, que seguem os valores dados por Kalfues, citado em RIEHLE (1971 pág 79), sendo para o quadril 0,3 cm acima da ponta distal do trocânter maior do fêmur, para o joelho, 2,6 cm acima da fenda proximal da articulação do joelho e para o tornozelo, 1,3 cm acima da ponta distal do maléolo medial. A cinemática dos movimentos da marcha foi registrada por vídeo. A filmagem foi realizada com uma câmera fixa, distante 3,5 cm da faixa, ligada a um sistema de vídeo (Peak Performance, vs 5.3) no plano sagital, com velocidade de aquisição de dados de 60 quadros/segundo. A velocidade da marcha foi

calculada utilizando-se de duas fotocélulas que foram colocadas a uma distância de três metros entre elas, e o indivíduo percorreu essa distância em um determinado tempo.

#### - CONCLUSÃO DO ESTUDO PILOTO

O estudo piloto permitiu com que se definissem os instrumentos de medida utilizados para a pesquisa e a familiarização dos envolvidos com os métodos e procedimentos utilizados. Além disso, houve uma otimização do tempo para a coleta de dados e organização e preparação de recursos humanos necessários para as coletas da pesquisa. Por fim, pôde-se observar a viabilidade da realização da pesquisa. Durante o desenvolvimento do estudo piloto também foram determinadas as seguintes situações:

- O tempo necessário para a coleta de dados com cada sujeito deverá ser de 1 hora;
- Em função do aumento da dor no joelho, dos sujeitos do piloto, durante a realização de muitas passagens pela plataforma para a obtenção dos dados cinéticos, adotou-se como procedimento, a observação dos envolvidos na pesquisa, da distância de saída e da escolha do pé de cada sujeito em sua primeira passagem válida pela plataforma e a partir de então orientar para que cada um repetisse a mesma estratégia na tentativa seguinte. Desta forma os sujeitos puderam realizar um maior número de passagens válidas em um menor número de tentativas, evitando a sobrecarga e o aumento da dor do joelho dos sujeitos, evitando o comprometimento dos dados coletados.
- Da mesma forma para os dados cinemáticos, os sujeitos necessitaram passar várias vezes pela plataforma até que fosse ajustada a altura das fotocélulas abaixo da linha de movimento dos braços, posição esta, que possibilitou a coleta de velocidade sem interrupção do funcionamento das fotocélulas. A partir daí adotou-se como altura ideal das fotocélulas a altura abaixo do nível dos braços de cada sujeito, evitando-se assim um número muito grande de passagens, aumento da dor e comprometimentos dos dados coletados.
- Foi utilizada uma análise espectral FFT (Fast Fourier Transform), dos dados cinéticos de marcha do sujeito do piloto em todas as frequências adquiridas e observou-se que a mais alta componente estava entre as frequências de 25 Hz. Em função disto e baseando-se no teorema de Nyquist, em que a amostra de frequência deve ser pelo menos 2 vezes a mais alta frequência componente, considerou-se adequada uma frequência de corte de 50 Hz, para eliminar os ruídos de alta frequência sem perder dados importantes. A frequência de aquisição de 600 Hz foi considerada a mais apropriada, com base na avaliação qualitativa e residual da curva após a filtragem com Butterworth de 4<sup>a</sup> ordem, e em estudos anteriores.

## ANEXO I

## QUESTIONÁRIO MCGILL DE DOR

Algumas destas palavras descrevem a sua dor atual. Marque quais palavras melhor descrevem essa dor. Não escolha aquelas que não se aplicam. Escolha somente uma palavra de cada grupo, a mais adequada para a descrição da sua dor.

- |  |  |  |  |  |
|--|--|--|--|--|
| <b>1)</b><br>1- Vibração<br>2- Tremor<br>3- Pulsante<br>4- Latejante<br>5- Como batida | <b>5)</b><br>1- Beliscão<br>2- Aperto<br>3- Mordida<br>4- Cólica<br>5- Esmagante | <b>9)</b><br>1- Mal localizada<br>2- Dolorida<br>3- Machucada<br>4- Doída<br>5- Pesada | <b>13)</b><br>1- Amedrontadora<br>2- Apavorante<br>3- Aterrorizante                        | <b>17)</b><br>1- Espalhante<br>2- Irradiante<br>3- Penetrante<br>4- Atravessante             |
| <b>2)</b><br>1- Pontada<br>2- Choque<br>3- Tiro  | <b>6)</b><br>1- Fisgada<br>2- Puxão<br>3- Torsão                                 | <b>10)</b><br>1- Sensível<br>2- Esticada<br>3- Esfolante<br>4- Rachando                | <b>14)</b><br>1- Castigante<br>2- Atormentadora<br>3- Cruel<br>4- Maldita<br>5- Mortal     | <b>18)</b><br>1- Aperto<br>2- Adormecida<br>3- Repuxante<br>4- Espreme<br>5- Rasga           |
| <b>3)</b><br>1- Agulhada<br>2- Perfurante<br>3- Facada<br>4- Apunhalada<br>5- Em lança | <b>7)</b><br>1- Calor<br>2- Queimação<br>3- Fervente<br>4- Em brasa              | <b>11)</b><br>1- Cansativa<br>2- Exaustiva   | <b>15)</b><br>1- Miserável<br>2- Enlouquecedora  | <b>19)</b><br>1- Fria<br>2- Gelada<br>3- Congelante  |
| <b>4)</b><br>1- Fina<br>2- Cortante<br>3- Estraçalhante                                | <b>8)</b><br>1- Formigamento<br>2- Coceira<br>3- Ardor<br>4- Ferroada            | <b>12)</b><br>1- Enjoada<br>2- Sufocante   | <b>16)</b><br>1- Chata<br>2- Que incomoda<br>3- Desgastante<br>4- Forte<br>5- Insuportável | <b>20)</b><br>1- Aborrecida<br>2- Nauseante<br>3- Agonizante<br>4- Pavorosa<br>5- Torturante |

## Número de Descritores:

- Sensorial: .....  
- Afetivo: .....  
- Avaliativo: .....  
- Miscelânea: .....

## Índice de Dor

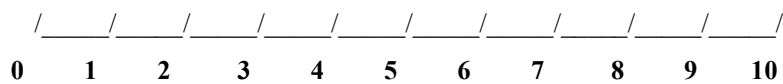
- Sensorial: .....  
- Afetivo: .....  
- Avaliativo: .....  
- Miscelânea: .....

Fonte: PIMENTA e TEIXEIRA (1997)

## ANEXO II

### ESCALA LINEAR DE DOR

Marque nesta escala, um número que descreva a intensidade da dor que você está sentindo neste momento, sendo 0 (zero) ausência de dor e 10 (dez) a maior dor que você já sentiu.



Fonte: PARIS (1999).