

UNIVERSIDADE DO VALE DO PARÁIBA  
INSTITUTO DE PESQUISA E DESENVOLVIMENTO

Cristiano Modenesi Moreira

AVALIAÇÃO DA APLICAÇÃO DA FERRAMENTA DE MENSURAÇÃO ANGULAR  
DO PROGRAMA IMAGEJ® EM UM PROTOCOLO DE MEDIDA DA AMPLITUDE DE  
MOVIMENTO ARTICULAR DO JOELHO ATRAVÉS DA BIOFOTOGRAMETRIA

São José dos Campos

2006

Cristiano Modenesi Moreira

AVALIAÇÃO DA APLICAÇÃO DA FERRAMENTA DE MENSURAÇÃO ANGULAR  
DO PROGRAMA IMAGEJ® EM UM PROTOCOLO DE MEDIDA DA AMPLITUDE DE  
MOVIMENTO ARTICULAR DO JOELHO ATRAVÉS DA BIOFOTOGRAFIA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia da Universidade do Vale do Paraíba, como complementação dos créditos necessários para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Alfeu Saraiva Ramos  
Co-orientador: Prof. Dr. Landolfo Silveira Júnior

São José dos Campos, SP.

2006

M837a

Moreira, Cristiano Modenesi

Avaliação da aplicação da ferramenta de mensuração angular do programa ImageJ® em um protocolo de medida da amplitude de movimento articular do joelho através da biofotogrametria / Cristiano Modenesi Moreira. São José dos Campos, 2006.

1 disco laser, color

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, 2006.

1. Fisioterapia 2. Amplitude de movimento articular 3. Joelho I.  
Ramos, Alfeu Saraiva, Orient., II. Silveira Junior, Landulfo, Co-orient.,  
III. Título

CDU: 615.8

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processo fotocopiadores ou transmissão eletrônica, desde que citada a fonte.

Assinatura do aluno:



CRISTIANO MODENESI MOREIRA

**“AVALIAÇÃO DA APLICAÇÃO DA FERRAMENTA DE MENSURAÇÃO ANGULAR DO PROGRAMA IMAGEJ® EM UM PROTOCOLO DE MEDIDA DA AMPLITUDE DE MOVIMENTO ARTICULAR DO JOELHO ATRAVÉS DA BIOFOTOGAMETRIA”**

Cristiano Modenesi Moreira

Banca Examinadora:

Prof. Dr. **LANDULFO SILVEIRA JUNIOR** (UNIVAP)

Prof. Dr. **ALFEU SARAIVA RAMOS** (UNIVAP)

Prof. Dr. **VALDECI CARLOS DIONÍSIO** (UNAERP)



Prof. Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco

Diretor do IP&D – UniVap

## **DEDICATÓRIA**

Dedico este estudo aos profissionais atuantes em fisioterapia, graduandos e pesquisadores.

## AGRADECIMENTOS

À Paty, obrigado por seu amor, companheirismo, apoio e incentivo constantes e por tornar , a cada dia, a minha vida mais agradável.

Aos meus pais, e meu irmão Zezão, agradeço pelo convívio familiar rico em amor, coerência, respeito e cumplicidade, bases de qualquer possibilidade de sucesso.

A meus avós. Alguns deles já não estão mais presentes em matéria, mas é inegável a influência que exercem em meu comportamento.

Ao Dr. Páris e D. Marlita, pelo acolhimento e ensinamentos de vida, além de deixarem sempre abertas as portas de seu lar.

Aos familiares maternos e paternos e á minha nova família. Agradeço pelo acolhimento e pelos agradáveis momentos.

Ao meu orientador Alfeu Saraiva, pela disponibilidade e confiança dedicadas a mim, além de suas contribuições para a elaboração deste trabalho sempre com extrema educação.

Aos profissionais, estudantes e Instituições de Ensino Superior que, de uma maneira ou de outra, influenciaram e participaram da elaboração deste trabalho.

Ao meu velho amigo e colega Renatão, peça fundamental na realização desta obra., cujo trabalho em conjunto compôs um etapa de um projeto maior a ser realizado.

Aos meus colegas Paulo, Marcão, André, Fernandão, Cris e Júlia. Apesar de contatos anteriores, por obra do destino, nos reencontramos, em uma outra situação de vida, sendo solidários uns com os outros com o fim de alcançarmos um objetivo comum.

Às coordenadoras de curso (Juliane e Dalianny) agradeço a tolerância, compreensão, apoio e confiança.

Não poderia deixar de agradecer aos funcionários da UNIVAP, em especial à D. Ivone, Rúbia, Valéria e Rosângela, que sempre fizeram um pouco mais do que a obrigação.

## RESUMO

MOREIRA, Cristiano Modenesi. **Avaliação da aplicação da ferramenta de mensuração angular do programa ImageJ® em um protocolo de medida da amplitude de movimento articular do joelho através da biofotogrametria**. 2006. 1 disco laser. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento. Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2006.

A amplitude de movimento de uma articulação é um fator freqüentemente considerado em pesquisas no ramo da Fisioterapia. No entanto, a quantificação desta propriedade articular apresenta algumas dificuldades de aferição. Levando-se em conta que a mensuração desta variável depende de métodos com baixa confiabilidade, o objetivo deste estudo foi verificar a validade da utilização da ferramenta de mensuração angular (FMA) do programa de computador ImageJ em um protocolo de avaliação da amplitude de movimento do joelho através da biofotogrametria computadorizada. Compararam-se os resultados obtidos pela biofotogrametria com os obtidos pela goniometria da imagem radiográfica (GIR), este último tido como o padrão ouro para esta medição. A amostra foi composta de 24 acadêmicos do curso de Fisioterapia, divididos em dois grupos: I, com os integrantes posicionados a um ângulo fêmoro-tibial médio de  $118,11^{\circ}$ , e grupo II, com integrantes posicionados em um ângulo fêmoro-tibial médio de  $159,73^{\circ}$ . Todos os integrantes da amostra se declararam sem histórico de patologias no joelho esquerdo, no qual fôra realizado o experimento. Para a goniometria da imagem radiológica, utilizou-se uma radiografia em perfil do mesmo joelho. Em análise Através do teste *t-student*, verificou-se que há igualdade estatisticamente significativa entre as duas metodologias, quando aplicada ao grupo I, sendo o contrário válido para o grupo II. Os resultados obtidos permitiram inferir que a ferramenta de mensuração angular, contida no citado programa de computador usado para biofotogrametria computadorizada, não possui validade para todas as medidas realizadas da amplitude de movimento da articulação do joelho. Vale citar que, pela boa correlação entre as medidas resultantes das duas técnicas aplicadas neste estudo, em trabalho futuro, caberá desenvolver um modelo de regressão que alcance uma igualdade estatisticamente significativa entre os dois métodos.

**Palavras-chave:** Biofotogrametria; Amplitude de movimento; Joelho

## ABSTRACT

MOREIRA, Cristiano Modenesi. **Validity ImageJ®'s angle measurement tool software's assessment in a measure's protocol of the knee joint range of motion through computerized photogrammetry.** 2006. 1 disco laser. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento. Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2006.

The movement range of a joint is a factor frequently contemplated on researches in the branch of physical therapy. However, the quantification of this property to articulate presents some difficulties of gauging. Considering that the measure of this variable depends on trustworthiness' methods, the aim of this analytical observational study consist of verifying the validity of the utilization of the "Image J" software in a evaluation protocol of the knee joint's movement range through computerized biophotogrammetry. For that purpose had compared the results gotten from the biophotogrammetry with those ones gotten from the goniometry of the radiological image – the last one had been used as gold standard for this kind of measure. The sample was composed of 24 academics of the course of physical therapy, divided in two groups: I. appraisers (knee's angle md = 118,11°) and II (popliteo's angle md = 159,73°). All the integrant ones of the sample if had declared without description of pathologies in the left knee, in which it are carried through the experiment. For the biophotogrammetry assessment, the following anatomic points had been used: the greater trochanter, the lateral condyle and the lateral maleolus. For the goniometry of the radiological image, a x-ray in profile of the same knee had been used. In analysis through the test tstudent, was verified that it has a statistical significant equality between the 2 methodologies, when applied to group I, Being the valid the opposite for the group II. The results had allowed us to infer that the computerized biophotogrammetry does not possess validity for the evaluation in a total range of motion of the knee joint. Valley to cite that, for the good correlation it enters the resultant measures of two applied techniques in this study, in future work, will fit to develop a regression model that reach a statistical significant equality between the two methods.

**Key-words:** photogrammetry; range of motion; knee.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Posicionamento da tábua de quadríceps para GI .....	40
Figura 2- Posicionamento da tábua de quadríceps para GII .....	40
Figura 3- Marcador de chumbo sobre o epicôndilo lateral do fêmur .....	42
Figura 4- Quadro quadriculado utilizado como gabarito para correção de distorsão na imagem. ....	45

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1- Médias e intervalo de confiança (95%) da medida do ângulo nos métodos GIR e ImageJ® avaliando GI. ....	52
Gráfico 2- Representação gráfica estilo "box-plot" da medida do ângulo nos métodos GIR e ImageJ® avaliando GI. ....	53
Gráfico 3- Médias e intervalo de confiança (95%) da medida do ângulo nos métodos GIR e ImageJ®, avaliando GII. ....	54
Gráfico 4- Representação gráfica estilo "box-plot" da medida do ângulo nos métodos GIR e ImageJ® avaliando GII. ....	55

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Descrição da amostra e valores angulares medidos no GI .....	47
Tabela 2 - Descrição da amostra e valores angulares medidos no GII .....	48
Tabela 3 - Análise da banca de especialistas quanto ao posicionamento dos marcadores de chumbo .....	49
Tabela 4 - Resultado do teste <i>Kappa</i> .....	50
Tabela 5 - Descrição da amostra e valores angulares medidos no GI, após eliminação das observações pelos especialistas. ....	50
Tabela 6 - Descrição da amostra e valores angulares medidos no GII, após a eliminação da observação pelos especialistas. ....	51
Tabela 7 - GI – Teste de normalidade da amostra.....	51
Tabela 8 - Teste t-student para verificar no GI a relação entre os valores obtidos pela GIR e ImageJ®.....	52
Tabela 9 - GII – Teste de normalidade da amostra.....	53
Tabela 10- Teste t-student para verificar a relação entre os valores obtidos pela GIR e ImageJ® no GII .....	54

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1- Limite de doses de radiação anuais. ....	25
Quadro 2- Densidade radiológica de diferentes materiais. ....	26

## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

- ADM - Amplitude de movimento
- AP - Antero-posterior
- CEP - Comitê de Ética na Pesquisa
- CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear
- IMC - Índice de massa corporal
- GIR - Goniometria da imagem radiográfica

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>14</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....	<b>17</b>
2.1	FLEXIBILIDADE .....	17
2.1.1	<i>Métodos de avaliação da flexibilidade</i> .....	18
2.2	BIOMECÂNICA DO JOELHO .....	20
2.3	TÉCNICA DE AVALIAÇÃO RADIOLÓGICA .....	23
2.3.1	<i>Princípios da radiologia convencional</i> .....	24
2.3.2	<i>Radiografia da articulação do joelho</i> .....	29
2.4	BIOFOTOGAMETRIA .....	30
<b>3</b>	<b>JUSTIFICATIVA</b> .....	<b>34</b>
<b>4</b>	<b>OBJETIVO DO ESTUDO</b> .....	<b>35</b>
<b>5</b>	<b>HIPÓTESES</b> .....	<b>36</b>
<b>6</b>	<b>METODOLOGIA</b> .....	<b>37</b>
6.1	AMOSTRA .....	37
6.2	ÉTICA NA PESQUISA .....	37
6.3	INSTRUMENTAÇÃO .....	38
6.4	PROCEDIMENTOS .....	39
6.4.1	<i>A obtenção das radiografias e imagens biofotogramétricas</i> .....	39
6.5	ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	45
6.5.1	<i>Nível de significância e poder do estudo</i> .....	46
<b>7</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	<b>47</b>
7.1	ESTATÍSTICA DESCRITIVA .....	47
7.2	AVALIAÇÃO DA CONCORDÂNCIA ENTRE OS ESPECIALISTAS .....	48
7.3	RESULTADOS: GRUPO I (GI) .....	51
7.4	RESULTADOS: GRUPO II (GII) .....	53
<b>8</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	<b>56</b>
<b>9</b>	<b>CONCLUSÃO</b> .....	<b>60</b>
<b>10</b>	<b>SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS</b> .....	<b>61</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>62</b>
	<b>ANEXO A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E INFORMADO</b> .....	<b>69</b>
	<b>ANEXO B – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA DA UNIVAP</b> .....	<b>72</b>

# 1 INTRODUÇÃO

A propriedade de flexibilidade é um importante componente da aptidão física e está relacionada à saúde e ao desempenho atlético (LARDNER, 2001). Dantas (2005) a define como a qualidade física responsável pela execução voluntária de um movimento de amplitude angular máxima, por uma articulação ou conjunto de articulações, dentro dos limites morfológicos, sem o risco de lesão. A disfunção da flexibilidade está relacionada à ocorrência de lesões. Cameron; Adams e Maher (2003) demonstraram uma associação entre o déficit de flexibilidade (hipomobilidade) e a ocorrência de lesões musculoesqueléticas. Farinatti (2000) verificou que o excesso de flexibilidade (hipermobilidade) diminui a estabilidade articular, favorecendo o surgimento de lesões. Estes dados demonstram a importância da mensuração desta propriedade para a aptidão física.

A avaliação da flexibilidade está condicionada a algumas variáveis: grande número de fatores intervenientes (endógenos e exógenos); carência de medidas padronizadas exequíveis e validadas e a dificuldade de se avaliar uma articulação sem o envolvimento de outras articulações que a circundam (PIZA; FREITAS, 2005).

Na tentativa de se manipular estes vieses de medição, foram desenvolvidos diferentes tipos de métodos de avaliação desse componente da aptidão física. Tais métodos podem ser divididos, segundo Marins e Giannichi (2003), de acordo com a escala que utilizam. Os testes angulares expressam os seus resultados em graus ou radianos; os testes lineares utilizam escalas de distância (centímetro ou polegada) e os testes adimensionais categorizam os movimentos articulares de acordo com uma folha de gabarito.

Os testes angulares são os mais recomendados uma vez que eles não são afetados pelas dimensões dos segmentos corporais e seus resultados podem ser comparados intra e intersujeitos (PIZA; FREITAS, 2005). Assim, diferentes

aparelhos para a avaliação angular da amplitude de movimento articular (ADM) vêm sendo utilizados para a sua mensuração, tais como: flexômetro (CHAGAS et al, 2002), aparato hidráulico computadorizado (BURKE et al, 2001), goniômetro (GAMA FILHO et al, 2002), eletrogoniômetro (SHIRATSU; COURRY, 2003) e biofotogrametria computadorizada (SACCO et al, 2003).

Apesar da existência de todos estes aparelhos, o padrão ouro é a goniometria realizada na imagem por raios X (goniometria da imagem radiográfica - GIR) ou por ressonância magnética da articulação a ser avaliada (HERMANN, 1990). Este método, devido a custos e aos riscos inerentes à radiografia, tem a sua aplicabilidade prejudicada em pesquisas populacionais. Recentemente, a utilização da biofotogrametria computadorizada para a avaliação de ADM, em substituição ao padrão ouro, tem sido bastante difundida (SACCO et al, 2003). A biofotogrametria computadorizada é mais uma possibilidade de avaliação angular da ADM, que envolve a utilização dos princípios da fotogrametria em seres vivos. Trabalhos como o de Debeliso e colaboradores (2004) e Baraúna e colaboradores (2004) indicaram uma boa validade para a utilização deste método avaliativo com esta finalidade. No entanto, a sua utilização ainda é restrita e depende da utilização de um programa de computador e de protocolos de avaliação que possuam boa confiabilidade e validade.

No sentido de controlar este viés, alguns estudos vêm sendo realizados com o intuito de validar alguns programas de computador, como por exemplo, o AutoCAD® (AutoDesk Inc. USA). Este programa, originalmente desenvolvido para projetos de engenharia e arquitetura, mostrou-se ser de grande valia para o desenvolvimento e a análise ergonômica e biomecânica de postos de trabalho (FEYEN et al, 2000). Feyen e colaboradores (2000) realizaram um estudo em que a revisão da literatura indicou vantagens para a utilização do AutoCAD®. Essas vantagens referem-se ao baixo custo, à facilidade tanto na obtenção como em sua operacionalização, à possibilidade de se analisar uma grande variedade de atividades e de posturas, à capacidade de ser utilizado para análise de trabalhos manuais que envolvem movimentos de puxar e empurrar. Além dessas vantagens, pode-se incorporar um modelo biomecânico válido dentro do sistema, favorecendo

um acesso fácil e com resultados fidedignos com grande agilidade. Tem-se, também, a possibilidade de ser utilizado nos computadores pessoais.

Debeliso e colaboradores (2004) utilizaram o AutoCAD® para comparar, em radiografias, os ângulos formados entre as vértebras da coluna lombar de pacientes portadores de lombalgia crônica e de indivíduos saudáveis. Os resultados deste estudo indicaram uma boa validade para as medidas obtidas e, demonstraram uma correlação entre bons níveis de força e de flexibilidade da musculatura de tronco e a ausência de dores lombares.

Assim como o AutoCAD®, o programa de computador ImageJ® tem recursos para se quantificar as medidas angulares, sendo que este programa de computador possui uma vantagem em relação ao AutoCAD®, pois é de domínio público, sendo disponibilizado livremente pela internet (ABRAMOFF, MAGALHÃES, RAM, 2004; RASBAND, 2006). No entanto, ainda não existem estudos que avaliem a validação do ImageJ®, quando aplicado a um protocolo confiável para a medida da amplitude de movimento angular do joelho no plano sagital.

Uma correta avaliação da amplitude de movimento do complexo articular do joelho através da biofotogrametria, usando-se como padrão ouro a GIR, requer o esclarecimento a respeito da flexibilidade, da biomecânica desta articulação, da técnica radiológica usada para avaliá-la e da biofotogrametria.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 Flexibilidade

Dantas (2005) define flexibilidade como a qualidade física responsável pela execução voluntária de movimento em uma articulação, dentro dos limites morfológicos, sem o risco de provocar lesão. Frequentemente utiliza-se a propriedade de flexibilidade quando se quer inferir algo a respeito do comprimento de um determinado músculo (MADDING et al., 1987; DE DEYNE, 2001). No entanto, não existe na literatura um consenso sobre qual é a quantidade ideal de flexibilidade. Uma flexibilidade adequada permite que o tecido muscular se acomode mais facilmente ao estresse imposto, promovendo um movimento mais eficiente que, por sua vez, pode ajudar a melhorar o desempenho muscular (LARDNER, 2001). Tanto o excesso de flexibilidade quanto a sua falta estão relacionados a lesões (FARIA JÚNIOR; BARROS, 1998).

Mihata et al (2004) realizaram um estudo com sete cadáveres simulando o movimento de arremessadores. Foi verificado que a rotação externa de ombro excessiva, causada por este movimento, resulta em um alongamento da banda anterior do ligamento gleno-umeral inferior e em um aumento da translação anterior e inferior e da rotação externa do úmero na articulação gleno-umeral. Os autores consideraram que esta rotação externa excessiva, realizada por arremessadores, poderia ser uma das causas biomecânicas para o aumento da incidência de lassidão ligamentar de ombro nesta população.

Rollsa e George (2004) verificaram, com uma amostra de cem jogadores adolescentes de futebol, que a correlação entre a presença de encurtamento dos músculos isquiotibiais e a ocorrência de lesões neste grupo muscular, não é estatisticamente significativa sob o ponto de vista estatístico. No entanto, houve uma tendência de uma correlação positiva por se tratar de um valor de fronteira.

Em outro estudo, Witvrow et al (2003) constataram, em uma população de jogadores de futebol, que o encurtamento muscular (traduzido como uma diminuição da ADM passiva) é um importante fator predisponente para lesões dos músculos quadríceps e isquiotibiais.

Esta diferença dos níveis de flexibilidade entre indivíduos pode ser determinada tanto por fatores intrínsecos quanto extrínsecos. Como exemplos do primeiro temos os fatores neurofisiológicos, biomecânicos e temperatura tecidual (GAMA FILHO et al, 2002), integridade dos tecidos moles (ADAMS et al, 1999) idade (ROLLSA; GEORGE, 2004), sexo (KRIVICKAS; FEINBERG, 1996) e condição física (SCULCO et al, 2004). Os fatores extrínsecos intervenientes são a temperatura externa, velocidade do vento (CHALLIER et al, 2001), a hora do dia (EDWARD; ATKINSON, 1998), treinamento de força muscular (ZAKAS et al, 2002) e a técnica de execução dos exercícios para ganho de flexibilidade (LARDNER, 2001).

### **2.1.1 Métodos de avaliação da flexibilidade**

A flexibilidade pode ser medida através de diversos métodos. Inúmeros estudos, com variadas metodologias vêm sendo desenvolvidos objetivando sua quantificação.

O padrão ouro para a avaliação da ADM é a goniometria realizada na imagem radiológica da articulação a ser avaliada (DANTAS; CARVALHO; FONSECA, 1997; BROSSEAU et al, 2001). Este método, devido a custos e aos riscos inerentes a radiografia, não é aplicável na prática clínica do fisioterapeuta (BRASIL, 2005). Assim, diferentes aparelhos para a avaliação da ADM articular vêm sendo utilizados, em substituição ao padrão ouro, tais como: flexiteste (ARAÚJO, 1987), banco de Wells (DRAPER et al; 2002), flexômetro (CHAGAS; JÚNIOR; OLIVEIRA, 2002), goniômetro (GAMA FILHO, 2002) e biofotogrametria (SACCO et al, 2003).

O flexiteste é considerado como um método adimensional e foi proposto por Araújo (1987). Esse teste coloca o avaliador numa situação na qual tem que classificar a flexibilidade passiva de um movimento articular utilizando um escala crescente de números inteiros entre 0 (nenhum encurtamento) e 4 (encurtamento severo), baseando-se em suas experiências prévias e em seu julgamento pessoal.

Araújo (2000) verificou que o flexiteste carece de confiabilidade interavaliador, o que prejudica sua aplicabilidade.

O banco de Wells é um método linear de avaliação de flexibilidade. Ele é utilizado para o teste de sentar e alcançar e os seus resultados são expressos em centímetros (PIZA; FREITAS, 2005).

Segundo Piza e Freitas (2005), os testes angulares, como é o caso do flexômetro e do goniômetro, são os mais recomendados uma vez que eles não são afetados pelas dimensões dos segmentos corporais e seus resultados podem ser comparados intra e intersujeitos.

Os dados presentes na literatura conferem ao goniômetro uma validade aceitável. A confiabilidade é de 0,90 a 0,98. A confiabilidade intraavaliador é de 0,90. Por outro lado, a heterogeneidade de sua confiabilidade Interavaliador (varia de 0,25 a 0,91) prejudica a sua aplicação em estudos populacionais (BRODIE, 1996).

Visando contornar o viés causado pela baixa confiabilidade interavaliador, foram propostos alguns protocolos para a utilização da goniometria. Um exemplo é protocolo LABIFIE, desenvolvido na Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro. Este protocolo consiste na avaliação de 17 movimentos – escolhidos pela frequência com que eram indicados por técnicos e preparadores físicos como necessários em uma “bateria” de avaliação – a saber: rotação da coluna cervical; extensão horizontal, abdução, flexão, rotação interna e externa da articulação do ombro; flexão de cotovelo; flexão e extensão de punho; flexão e abdução de quadril; flexão de joelho; flexão plantar e dorsiflexão de tornozelo (DANTAS; CARVALHO; FONSECA, 1997).

Rollsa e George (2004), reafirmam a necessidade dessa padronização ao verificar, em seu estudo com uma amostra de cem jogadores de futebol adolescentes, que, para serem fidedignos, estudos que envolvam os músculos isquiotibiais dependem do método utilizado para mensurar o seu encurtamento. Eles sugeriram que os testes de extensão ativa do joelho ou de extensão passiva do joelho apresentaram maior validade e confiabilidade.

Recentemente, utilização da biofotogrametria para a avaliação de ADM tem sido bastante difundida. Sacco e colaboradores (2003) utilizaram-se de uma variação de protocolo de biofotogrametria (cinemetria) para a avaliação biomecânica de diferentes atividades da vida diária. Eles concluíram que o protocolo foi útil e válido neste tipo de avaliação, permitindo que se fizessem inferências biomecânicas e cinesiológicas das posturas adotadas.

Lima e colaboradores (2004) utilizaram a biofotogrametria como instrumento de avaliação de alterações posturais em crianças portadoras de síndrome de respiração bucal. Os dados obtidos a partir das fotografias dos voluntários, acometidos ou não pela síndrome, possibilitaram aos autores considerarem a biofotogrametria como um instrumento válido e confiável para este tipo de avaliação.

## **2.2 Biomecânica do Joelho**

O joelho é classificado, em termos biomecânicos, como um complexo articular de giro, biaxial (ou seja, que se movimenta em dois planos: transverso e sagital) com quatro graus de liberdade em cadeia aberta, sendo dois de rotação (no plano transverso) e dois de translação (no plano sagital) (ZATSIORSKY, 1998).

Smith, Refs hauge e Scarvell (2003) realizaram uma revisão sistemática de 285 artigos, obtidos através do MEDLINE e do CINAHL, sobre a biomecânica do complexo do joelho. Após um primeiro filtro, 94 artigos foram selecionados. O critério utilizado foi a relevância e a originalidade dos resultados obtidos. Os autores verificaram que os eixos de movimento do joelho são fundamentais para a elaboração de modelos cinemáticos, devendo por isto, serem estudados com mais profundidade. O modelo de articulação em dobradiça, utilizado por diversos autores como Dângelo e Fattini (1998), se mostrou insuficiente. Isto ocorreu devido à forma elipsóide do côndilo femoral, que resulta na variação, a cada instante, do eixo de movimento. Estes mesmos autores consideraram que estudos que avaliam apenas o joelho no plano sagital acabam por negligenciar a

importância da rotação. Daí o fato de eles sugerirem a utilização de modelos cinemáticos tridimensionais. A conclusão obtida através desse estudo indicou que o complexo articular do joelho possui quatro eixos de movimento independentes: patelar, condilar posterior, condilar distal e eixo longitudinal. Estes eixos agem em combinação para a produção dos movimentos característicos desta articulação.

Apesar desta extensa discussão acerca dos eixos de movimento do complexo articular do joelho, são poucos os artigos que estabelecem uma relação entre estes eixos e os graus de liberdade desta articulação.

Vislumbrando esta situação, Goldblatt e Richmond (2003), em outro artigo de revisão sistemática, verificaram que o complexo articular do joelho possui características de uma articulação em gínglimo modificada, sendo formado por duas articulações independentes: fêmoro-patelar e fêmoro-tibial. Estes autores caracterizaram a fêmoro-patelar como uma articulação em sela. A fêmoro-tibial, por sua vez foi classificada como uma articulação condilar dupla, onde cada côndilo femoral articula com o côndilo tibial correspondente. Esta estrutura anatômica permite que o joelho possua quatro graus de liberdade em dois planos: flexão e extensão, no plano sagital, e rotação medial e lateral, no plano transversal.

Norkin e Levangie (2001) também consideraram a articulação como sendo condilar dupla. Mas ao contrário de Smith, Refshauge e Scarvell (2003) e de Goldblatt e Richmond (2003) que consideram o eixo de flexão e extensão da fêmoro-tibial móvel, Norkin e Levangie (2001) admitem que o eixo anatômico desta articulação passa horizontalmente ao côndilo femoral, sendo ligeiramente oblíquo, devido à diferença de tamanho entre os côndilos femorais.

A diferença do tamanho dos côndilos femorais, associados à diferença da conformação anatômica dos côndilos tibiais e dos meniscos, faz com que os movimentos de flexão e extensão do joelho não ocorram de forma pura. Estes movimentos estão sempre associados a um certo grau de rotação no plano transversal (SMITH; REFSHAUGE; SCARVELL, 2003). O movimento de extensão, em cadeia cinética aberta, é acompanhado de um certo grau de rotação lateral. Por outro lado, nesta mesma cadeia, o de flexão é acompanhado pela rotação medial (NORKIN; LEVANGIE, 2001).

Para os movimentos de rotação da fêmoro-tibial, Norkin e Levangie (2001) consideram que o eixo é longitudinal, passando entre o côndilo femoral medial e o tubérculo intercondilar da tíbia.

Hill e colaboradores (2000), por outro lado, em um estudo com cadáveres frescos, verificaram que o centro do eixo de movimento de rotação passa pela região medial do joelho, mas não necessariamente pelo mesmo local proposto por Norkin e Levangie (2001). Vedi e colaboradores (1999), em seu estudo com imagem por ressonância magnética dinâmica, corroboraram com os resultados de Hill et al, (2000), ao concluir que esse eixo é medial. Tal conclusão foi baseada na diferença de deslocamento entre o menisco medial e o lateral durante rotações da fêmoro-tibial. Enquanto o primeiro permanece relativamente fixo, o segundo desloca-se bastante, de acordo com a direção da rotação.

Smith; Refshauge e Scarvell (2003), em sua revisão da biomecânica do joelho, verificaram que ainda não há na literatura um consenso de qual o real eixo da rotação no plano transversal, da fêmoro-tibial.

Para a estabilização destes movimentos, o complexo articular do joelho conta com a presença de vários limitadores do excesso de movimento. Estes limitadores podem ser tanto ligamentos quanto músculos e tendões (NORKIN; LEVANGIE, 2001).

Goldblatt e Richmond (2003) realizaram uma revisão da literatura sobre a anatomia e biomecânica do joelho. Eles verificaram que, apesar da grande variabilidade metodológica disponível, a maioria dos estudos sobre a biomecânica da estabilização deste complexo articular utilizava-se de apenas dois tipos de metodologias experimentais, que eles nomearam como método flexível ou método rígido.

Eles caracterizaram o primeiro como sendo um método em que se observa a resposta de um ligamento específico, ou de uma combinação de ligamentos, mediante a aplicação de uma carga ou torque. Neste processo, inicialmente observa-se a resposta do joelho intacto a força aplicada. Posteriormente, retira-se o ligamento de interesse e aplica-se a mesma carga à articulação, verificando o aumento nos movimentos rotacionais e de translação causados por esta perda.

Também se verifica a interação entre estas novas ADM e as estruturas remanescentes.

Já o método rígido é descrito, por estes mesmos autores, como capaz de definir a contribuição de cada estrutura, individualmente, para a limitação causada por um deslocamento determinado. Inicialmente o joelho íntegro é submetido a um determinado movimento, seja de rotação ou translação, e a força necessária para causar o deslocamento articular é medida. Em seguida, a estrutura de interesse é seccionada e mede-se a força necessária para reproduzir o mesmo deslocamento. A diferença entre a força necessária para o deslocamento antes e após a secção representa o percentual de contribuição do ligamento avaliado para a estabilidade total do joelho para o movimento testado.

Goldblatt e Richmond (2003) citaram, ao final de sua revisão, que o conjunto de estudos biomecânicos realizados na articulação do joelho possibilitou determinar as estruturas que limitam cada um de seus movimentos. Estes limitadores de movimento podem atuar tanto na fêmoro-patelar como na fêmoro-tibial, sendo que, alguns, como o ligamento patelar e o retináculo medial e o retináculo lateral, atuam concomitantemente nas duas articulações (GARTH, 2001).

A estabilidade da fêmoro-tibial é garantida pela congruência óssea e pela tensão exercida pelos músculos, ligamentos e tendões que a circundam (FITHIAN; NOMURA; ARENDT, 2001).

### **2.3 Técnica de avaliação radiológica**

A radiologia é definida como uma especialidade da área da saúde que utiliza qualquer forma de radiação ionizante, sonora ou magnética, passível de ser transformada em imagens, para fins diagnósticos ou terapêuticos (KOCH; RIBEIRO; TONOMURA, 1997; JUHL; CRUMMY; KUHLMAN, 2000)

Segundo a própria definição de Koch, Ribeiro e Tonomura; (1997), verifica-se que o tema “avaliação radiológica do joelho” é extremamente amplo. Mas, para o âmbito deste estudo, será utilizado apenas o método de “radiologia convencional”.

### **2.3.1 Princípios da radiologia convencional**

Os raios X são uma forma de radiação eletromagnética de alta energia (KELSEY, 2000), com pequeno comprimento de onda que se propaga em linha reta na velocidade da luz, possibilitando a ionização da matéria que se encontra a sua frente (KOCH; RIBEIRO; TONOMURA, 1997; JUHL; CRUMMY ; KUHLMAN, 2000).

Segundo a norma CNEN-NN-3.01 de diretrizes básicas de proteção radiológica, publicada pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (BRASIL, 2005), as unidades de dose de raios X são quatro, a saber: dose absorvida, dose equivalente, dose efetiva e dose comprometida.

Dose absorvida (D) é a grandeza de medida de dose fundamental, sendo expressa por  $D = d\varepsilon/dm$ , onde  $d\varepsilon$  é a energia média depositada pela radiação em um volume elementar de matéria de massa  $dm$ . A unidade no sistema internacional é o joule por quilograma (J/kg), denominada gray (Gy).

Dose equivalente (HT) é a grandeza expressa por  $HT = DTwR$ , onde DT é dose absorvida média no órgão ou tecido e  $wR$  é o fator de ponderação da radiação. A unidade no sistema internacional é o joule por quilograma (J/kg), denominada sievert (Sv).

Dose efetiva (E) é a soma das doses equivalentes ponderadas nos diversos órgãos e tecidos, sendo dependente da dose equivalente do tecido ou órgão e do fator de ponderação do órgão ou tecido. A unidade no sistema internacional é o joule por quilograma (J/kg), denominada sievert (Sv).

A dose comprometida pode ser subdividida em: dose absorvida comprometida, dose equivalente comprometida e dose efetiva comprometida, dependendo do contexto. Representa o tempo em que a exposição permanece no

objeto irradiado, independente se ele foi exposto a uma dose absorvida, equivalente ou efetiva.

A exposição de um indivíduo à radiação deve ser restringida de tal modo que, nem a dose efetiva e nem a dose equivalente nos órgãos ou tecidos de interesse, causadas pela possível combinação de exposições originadas por práticas autorizadas, excedam o limite de dose especificado no quadro 1. Esses limites de dose não se aplicam às exposições médicas decorrentes de condutas terapêuticas. Ressalta-se que a exposição de menores de 18 anos e de mulheres gestantes possui valores de exposição máxima mais restritos que os que são apresentados no quadro a seguir (BRASIL, 2005).

Quadro 1- Limite de doses de radiação anuais.

Limites de doses anuais (no ano do calendário)			
Grandeza	Órgão	Limite para o trabalhador	Público em geral
Dose efetiva	Corpo inteiro	20 mSv (media de 5 anos)	1 mSv (media de 5 anos)
Dose equivalente	Cristalino	150 mSv	15 mSv
	Pele (por cm <sup>2</sup> )	500 mSv	50 mSv
	Pés e mãos	500 mSv	

Adaptado de CNEN-NN-3.01 (BRASIL, 2005)

A ampola de raios X é o equipamento responsável pela produção desta onda eletromagnética (JUHL; CRUMMY; KUHLMAN, 2000; BIASOLI JÚNIOR, 2006). Trata-se de um recipiente, não permeável a radiação, que possui uma abertura regulável, chamada colimador ou diafragma (JUHL; CRUMMY; KUHLMAN, 2000; BIASOLI JÚNIOR, 2006). O colimador pode ter sua abertura aumentada ou diminuída de acordo com o tamanho da área a ser radiografada, isto garante não só a qualidade da imagem, como, também, evita que o usuário seja exposto a uma radiação desnecessária (KOCH; RIBEIRO; TONOMURA, 1997; JUHL; CRUMMY; KUHLMAN, 2000; BIASOLI JÚNIOR, 2006).

O corpo exposto aos raios X pode apresentar três comportamentos diferentes: a radiação atravessa o corpo, é absorvida, ou é refletida (KELSEY, 2000). Assim, o filme radiográfico pode reproduzir uma imagem baseada na resposta de cada um dos tecidos biológicos à radiação (KELSEY, 2000).

O filme radiográfico é uma placa de poliéster recoberta por uma emulsão de cristais de prata e gelatina (KOCH; RIBEIRO; TONOMURA, 1997) que funciona como um detector da quantidade de raios X que atravessaram o objeto radiografado (KELSEY, 2000). Como os cristais de prata são sensíveis à radiação, eles se tornam negros, após a revelação. Assim, o filme radiográfico acaba por apresentar uma imagem que representa onde os raios X atravessaram e onde eles foram absorvidos pelo objeto radiografado (KOCH; RIBEIRO; TONOMURA, 1997).

Assim Koch, Ribeiro e Tonomura (1997) e Mckinnis (2004) mostraram que, ao se analisar uma imagem radiológica revelada, deve-se saber que as áreas negras indicam a região em que a radiação atravessou totalmente o objeto avaliado (radiotransparente). As áreas brancas, por sua vez, indicam a região em que a radiação foi totalmente absorvida pelo objeto (radiopaca). Já as áreas cinzas indicam diferentes graus de absorção da radiação, ou locais de diferentes densidades radiográficas.

Quadro 2- Densidade radiológica de diferentes materiais.

Densidade radiológica	Absorção	Imagem	Cor
Metal	Total	Branca brilhante	
Cálcio	Grande	Branca	
Água (partes moles)	Média	Cinza	
Gordura	Pouca	Quase preta	
Ar	Nenhuma	Preta	

Adaptado de Koch; Ribeiro e Tonomura (1997).

As estruturas do corpo humano que apresentam densidade de partes moles são: tecidos conectivos, músculos, sangue, cartilagem e pele. Quando há necessidade de se diferenciar estas estruturas, pode se recorrer ao uso do contraste radiológico. Os meios de contraste artificiais, normalmente, são a base de iodo de bário que apresenta densidade metálica (radiopaca) e, por isto, acabam delimitando a estrutura exposta a eles (KOCH; RIBEIRO; TONOMURA, 1997; MCKINNIS, 2004).

Segundo Koch, Ribeiro e Tonomura (1997) a tecnologia atual, permitiu a criação de diferentes equipamentos para a radiologia convencional. Estes

equipamentos permitem tanto a visualização de uma imagem radiológica, sem a necessidade do filme como a obtenção de uma seqüência de radiografias, como é o caso do angiógrafo e do seriógrafo. Além desta função, Kelsey (2000) informa que estes novos equipamentos também possibilitam que o paciente avaliado seja submetido a uma dose de radiação menor, sem que haja perda da qualidade da imagem, como é o caso do écran. Este último equipamento funciona como um intensificador de imagem (KELSEY, 2000). Trata-se de uma folha flexível revestida por um material fluorescente que emite luz visível quando irradiado (KOCH; RIBEIRO; TONOMURA, 1997; JUHL; CRUMMY; KUHLMAN, 2000; KELSEY, 2000; BIASOLI JÚNIOR, 2006). Esta luz é prontamente absorvida pelo filme radiológico, de forma que a imagem radiológica obtida é muito mais fruto da luz emitida pelo écran (cerca de 98%) do que da exposição à radiação (cerca de 2%) (KOCH; RIBEIRO; TONOMURA, 1997; JUHL; CRUMMY; KUHLMAN, 2000; KELSEY, 2000; BIASOLI JÚNIOR, 2006).

Apesar da imagem radiológica ser conhecida desde o final do século XIX, somente em meados do último século iniciaram-se os estudos sobre o efeito crônico da exposição radiológica (HESSENBRUCH, 2002). A partir destes estudos verificou-se que a exposição crônica pode estar associada à leucemia e outras patologias malignas. Como o surgimento destas patologias é dependente da quantidade de exposição aos raios X e a quantidade necessária para a produção de uma imagem radiológica convencional é relativamente pequena, a possibilidade de desenvolvê-las, após este tipo de exame, é muito pequena (ENGEL-HILLS, 2005).

Mesmo com esta pequena radiação, Engel-Hills (2005) alerta que, ao se trabalhar com a radiologia convencional, deve-se atentar para os cuidados relativos a segurança, tanto do operador do equipamento quanto do examinado. A Norma CNEN-NN-3.01 de diretrizes básicas de proteção radiológica, estabelecida pela Resolução n. 27, estabelece os parâmetros de segurança e as obrigações do proprietário e dos funcionários de um local que trabalha com radiação (BRASIL, 2005). Esta resolução veta a utilização da radiografia convencional nos seguintes casos: com o fim de treinamento ou demonstração; para a confecção de objetos,

adornos e utensílios; e na confecção de produtos que serão inalados, injetados, comidos ou aplicados topicamente em humanos.

Por outro lado, esta mesma resolução permite a exposição terapêutica ou diagnóstica de pacientes desde que devidamente justificada. Esta justificativa deve ponderar os benefícios diagnósticos ou terapêuticos que esta exposição venha a produzir em relação ao detrimento correspondente, levando-se em conta os riscos e benefícios de técnicas alternativas disponíveis, que não a envolvam.

Como os feixes de raios X sofrem mudanças de direção pelos fenômenos físicos da refração, reflexão e absorção (KELSEY, 2000), os mecanismos necessários para a proteção da radiação diagnóstica são relativamente simples, consistindo em: calibração do equipamento radiológico e restrição do campo de exposição a somente à área que se pretende avaliar (KOCH; RIBEIRO; TONOMURA, 1997). Engel-Hills (2005) sugere que, além destes cuidados, seja utilizada a menor dose racionalmente exequível, que seria a otimização do processo, de forma a ter um menor custo e uma menor exposição do paciente.

Uma vez que os feixes de raios X não tornam o ambiente radioativo (KELSEY, 2000), a proteção radiológica destinada aos profissionais presentes no local de avaliação, considera a possibilidade de contaminação pela radiação secundária, resultante da reflexão ou refração da radiação primária. Para se proteger desta radiação, os cuidados necessários são: manter-se distante da fonte de radiação e postar-se atrás de anteparos plumbíferos durante a realização das radiografias (BRASIL, 2005). Brosseau et al (2001) mostraram a preocupação, em relação à dose absorvida, quando realizaram um estudo observacional analítico visando verificar a confiabilidade e a validade de três diferentes métodos de avaliação de ADM de o complexo articular do joelho no plano sagital. Nesse trabalho, a GIR foi utilizada como padrão ouro para esse tipo de avaliação. A metodologia para a obtenção das radiografias foi aprovada pelo comitê de radiologia do Ottawa Hospital (USA) e consistiu em: serem feitas por um técnico em radiologia especializado, utilizando-se uma dose aceitável de 0,1 mSv e de um protetor de gônadas.

### **2.3.2 Radiografia da articulação do joelho**

O exame radiológico é fundamental para o diagnóstico de anormalidades esqueléticas (ROGERS, 2000) e para a determinação do real posicionamento angular de uma articulação (DANTAS; CARVALHO; FONSECA, 1997; BROSSEAU et al, 2001). Para estas avaliações, torna-se essencial que cada osso seja examinado, principalmente nas suas extremidades articulares. A posição e o alinhamento articular também devem ser determinados (ROGERS, 2000).

Para que esta avaliação seja realizada de forma efetiva, deve-se observar a incidência (ou posicionamento) da ampola de raios X em relação ao objeto avaliado (KOCH; RIBEIRO; TONOMURA, 1997; BONTRAGER, 2000; BIASOLI JÚNIOR, 2006). Por convenção, a denominação da incidência se faz pelo local do corpo que está voltado para a ampola (KOCH; RIBEIRO; TONOMURA, 1997; BONTRAGER, 2000; BIASOLI JÚNIOR, 2006). As incidências preferenciais para a avaliação do complexo articular do joelho são antero-posterior e perfil (CAMANHO, 1996).

O método de obtenção da radiografia faz com que todos os elementos ultrapassados pelo feixe de radiação fiquem projetados em um só plano, gerando uma superposição de imagens (KOCH; RIBEIRO; TONOMURA, 1997; BONTRAGER, 2000; BIASOLI JÚNIOR, 2006). Esta superposição muitas vezes impede que se localizem estruturas de interesse (KOCH; RIBEIRO; TONOMURA, 1997). Além deste problema de localização, a projeção em um só plano prejudica a análise dos resultados de um estudo biomecânico do complexo articular do joelho, por não permitir a avaliação do movimento desta articulação em todos os seus planos de movimento (SMITH; REFSHAUGE; SCARVELL, 2003). Portanto, deve-se conjugar no mínimo duas radiografias perpendiculares entre si, quando se quer analisar uma estrutura anatômica em suas três dimensões (comprimento, largura e espessura) (KOCH; RIBEIRO; TONOMURA, 1997; BONTRAGER, 2000; BIASOLI JÚNIOR, 2006).

Outras desvantagens da radiologia convencional para a avaliação do complexo articular do joelho estão relacionadas com dificuldade na visualização

de partes moles (KOCH; RIBEIRO; TONOMURA, 1997; GREENSPAN, 2001; BONTRAGER, 2000; BIASOLI JÚNIOR, 2006) e de uma inadequada definição nas alterações ósseas, quando elas ainda são recentes (GREENSPAN, 2001).

Por outro lado, as vantagens deste tipo de imagem radiológica do joelho estão relacionadas com a fácil avaliação da estrutura óssea, permitindo a identificação de artroses, fraturas e, em alguns casos, lesões ligamentares (KOCH; RIBEIRO; TONOMURA, 1997).

## **2.4 Biofotogrametria**

A biofotogrametria é a utilização dos princípios da fotogrametria em seres vivos.

Fotogrametria é uma palavra que, etimologicamente, significa luz (photon) escrita (graphos) e medida (metron), ou, simplesmente, execução de medidas, através de fotografias. A colocação do termo computadorizada indica que as fotografias utilizadas, para a avaliação fotogramétrica, foram digitalizadas e analisadas através de um programa de computador (BRITO; COELHO, 2002). Esta definição é um tanto simplista, quando se levam em consideração as outras presentes na literatura.

A American Society for Photogrammetry and Remote Sensing (1997) define fotogrametria como “a arte, ciência, e tecnologia de se obter informação confiável sobre objetos físicos e o meio-ambiente, através de processos de gravação, medição e interpretação de imagens e padrões de energia eletromagnética radiante e outros fenômenos”.

Já a International Society of Photogrammetry and Remote Sensing (2001) enuncia que a fotogrametria “é a arte, ciência e tecnologia de se obter informação confiável de imagens de sensores e outros, sobre a Terra e seu meio-ambiente, e outros objetos físicos e processos através de gravação, medição, análise e representação”.

A biofotogrametria foi inicialmente definida por Ferreira (1998), em seus estudos na Universidade Técnica de Lisboa, como a utilização de programas de

computador para análise de imagens de movimento humano, as quais são retiradas de fitas de vídeo VHS. Esta análise permite a determinação de pontos e o cálculo de ângulos formados entre eles.

Verifica-se que, independentemente da definição utilizada, ambos os termos sempre tem a ver com a aquisição de informações sobre um objeto, sem contato direto entre ele e o sensor responsável pela captação, seguida por um processo de medição e análise (BRITO; COELHO, 2002).

Brito e Coelho (2002) redigiram um manual sobre a utilização da fotogrametria na cartografia. Eles afirmaram que o principal objetivo dessa técnica de avaliação é a reconstrução de um espaço tridimensional (espaço real) ou de um espaço bidimensional (espaço imagem). Apesar das diferenças que ocorrem devido à utilização de objetos de estudo tão díspares, esses conceitos são comuns tanto para a fotogrametria com fins cartográficos quanto para a biofotogrametria. Assim, para esses mesmos autores, temos que no processo de captação de imagem por fotografias (ou seja, bidimensional) há uma transformação do espaço real em espaço imagem. Este sistema bidimensional (X e Y) é próprio de cada câmera, com origem aproximadamente no centro de seu quadro e de coordenadas determinadas pela calibração da área de abrangência da imagem. O sistema tridimensional, por sua vez, representa o sistema de coordenadas (X, Y e Z) do objeto sobre o qual se obtém as imagens. Quando o alvo é um objeto específico (como ocorre na avaliação biofotogramétrica), pode-se criar um sistema de referência próprio, de origem arbitrária. Caso esta referência possua dimensões conhecidas, ela pode ser utilizada para a calibração das coordenadas, tanto da imagem bidimensional quanto da tridimensional (BRITO; COELHO, 2002).

Brito e Coelho (2002) informaram que a transformação da imagem real em espaço real (ou espaço imagem, dependendo do número de planos utilizados) necessita, portanto, da determinação de pontos controles (ou de referência) no objeto avaliado. Estes pontos são utilizados na obtenção e análise dos dados. Assim, temos que quanto maior o número de pontos de referências utilizado, melhor é o resultado final. Por outro lado, mais complicada e dispendiosa é a sua

análise. Esta limitação levou a criação de alguns processos que permitem a geração de uma infinidade de pontos, a partir de alguns poucos, com uma precisão aceitável.

Principalmente quando a biofotogrametria é utilizada no ser humano, os pontos de referência devem ser determinados em estruturas anatômicas superficiais (STACOFF et al, 2000) passíveis de serem localizadas pela palpação (CHAITOW, 2001). As estruturas mais fidedignas de localização por este método são as proeminências ósseas (SEFFINGER et al, 2004).

Santos (2003), em seus estudos sobre os efeitos da ginástica laboral em trabalhadores de um centro de informática, utilizou diversos pontos anatômicos para avaliação biofotogramétrica dos ângulos da postura corporal. Foram localizados e marcados, bilateralmente (quando possível), os seguintes pontos na região dorsal: vértex da cabeça; processo espinhoso de C7; ângulo acromial da escápula; ângulo inferior da escápula; processo espinhoso de T12; espinha íliaca ântero-superior (EIAS); trocânter maior do fêmur; prega poplíteia; cabeça da fíbula; maléolo lateral e inserção do tendão do calcâneo. Na região lateral esquerda, foram localizados e marcados: côndilo da mandíbula; ângulo superior lateral da escápula, EIAS; trocânter maior do fêmur; cabeça da fíbula e maléolo lateral.

Baraúna e colaboradores (2004), em seu estudo sobre a ADM da articulação do ombro de mulheres mastectomizadas, utilizou os seguintes pontos como referência: acrômio, olecrano e processo estilóide de rádio e ulna.

Lima e colaboradores (2004), em seu estudo observacional analítico, objetivando verificar as correlações existentes entre a postura e o padrão respiratório de crianças respiradoras nasais, respiradoras bucais obstrutivas e respiradoras bucais funcionais, utilizou, como referências, as seguintes estruturas anatômicas: glabella; meato acústico externo; manúbrio do esterno; processo espinhoso de C2, C7, T2, T9; côndilo lateral do joelho, maléolo lateral e diáfise do V metatarso.

Broers e colaboradores (2002) utilizaram a biofotogrametria aplicada à imagem de raios X para localizar o melhor ponto para se fazer a ancoragem da prótese total de joelho. Este ponto deve coincidir com o centro rotacional da

articulação fêmoro-tibial, o que garante a manutenção dos eixos articulares em seu local original. Os pontos anatômicos utilizados neste estudo foram: eixo da articulação fêmoro-tibial e centro do sulco intercondilar.

Salvo este último estudo, nenhum dos outros citados verificou se as marcações utilizadas estavam realmente no local descrito. Este tipo de atitude pode levar ao surgimento de um viés de aferição. Este viés é definido por Pereira (2003) como um erro sistemático de diagnóstico de um evento, que pode ocorrer quando os resultados podem ser imputados à maneira como as variáveis são medidas ou conceituadas.

Uma vez escolhidos os pontos de referência e feita a captação das imagens, tem-se início a fase de análise dos dados. Nos primórdios da fotogrametria (1840 a 1900) a análise era feita apenas visualmente e com a utilização de cálculos matemáticos. A partir do desenvolvimento do estereocomparador por Pullfrich em 1901, esses cálculos foram substituídos por este aparelho óptico-mecânico. O surgimento do computador (por volta de 1940) possibilitou um grande avanço no processo de análise fotogramétrica que culminou com o surgimento dos sistemas digitais de coleta e análise de dados na década de 90 do último século (BRITO; COELHO, 2002).

Já a biofotogrametria evoluiu a partir dos estudos, já citados, de Ferreira (1998). A sua chegada ao Brasil se deu através dos Prof. Dr. Mário Antônio Baraúna e Alcimar Barbosa Soares que aperfeiçoaram o sistema utilizado por Ferreira, criando o programa de computador ALCimage® (BARAÚNA et al, 2004). Esse programa é um algoritmo matemático que transforma pontos de imagem em eixos de coordenadas cartesianos e os quantifica. Ou seja, ele calcula o ângulo existente entre três pontos seqüenciais (MAGAZONI, 2000).

Cabe ressaltar que os princípios matemáticos que regiam a análise fotogramétrica em seus primórdios permaneceram os mesmos até os dias de hoje. O que realmente mudou foi a tecnologia disponível para agilizar esse processo (BRITO; COELHO, 2002).

### **3 JUSTIFICATIVA**

É de relevante importância citar que os programas de computador mais divulgados para a biofotogrametria apresentam seu direito de uso restrito. Dessa maneira, a validação de um programa de computador com livre distribuição, que tenha aplicação para a análise biofotogramétrica da ADM da articulação do joelho no plano sagital, seria de grande valia.

#### **4 OBJETIVO DO ESTUDO**

O objetivo do presente estudo foi avaliar a validade da aplicação da ferramenta de mensuração angular do programa de computador ImageJ®, utilizando um protocolo de biofotogrametria computadorizada, para a avaliação da ADM da articulação do joelho em movimentos realizados no plano sagital.

## 5 HIPÓTESES

Positiva: A ferramenta de mensuração angular, disponível no programa de computador ImageJ®, é válida para a avaliação da ADM do joelho nas posições avaliadas, quando comparada à goniometria da imagem radiográfica.

Negativa: A ferramenta de mensuração angular, disponível no programa de computador ImageJ®, não é válida para a avaliação da ADM do joelho, nas posições avaliadas, quando comparada à goniometria da imagem radiográfica.

## 6 METODOLOGIA

### 6.1 Amostra

O presente estudo utilizou uma amostra de 24 estudantes universitários, voluntários de ambos os sexos (10 homens e 14 mulheres), com idade mínima de 18 anos e máxima de 43 anos (média = 28 anos), peso médio de 66,88kg e com altura variando de 1,60m até 1,84m (média = 1,71m).

Os voluntários interessados em participar foram informados da realização deste estudo através de comunicados feitos nas salas de aula e por meio de circulares distribuídas aos representantes de turma da Universidade Presidente Antônio Carlos – UNIPAC – *campus* Bom Despacho – M.G.. Foram utilizados como critério de exclusão as seguintes características: idade inferior a 18 anos; estar sob tratamento ou qualquer intervenção que utilize a emissão de energia ionizante; gravidez; lactação; e presença de qualquer tipo de patologia ortopédica que implique em variação anatômica do membro inferior esquerdo (MIE).

### 6.2 Ética na pesquisa

O presente trabalho atendeu as normas para a realização de pesquisas com seres humanos, resolução 196/96, do Conselho Nacional de Saúde de 10/10/1996 (BRASIL, 1996). Atendeu, também, as normas de utilização dos raios X para obtenção de imagens radiológicas da norma CNEN-NN-3.01 do Conselho Nacional de Energia Nuclear (BRASIL, 2005).

Todos os participantes do estudo concordaram em assinar o **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para Participação em Pesquisa** (contendo: objetivo do estudo, procedimentos de avaliação, possíveis conseqüências, procedimentos de emergência, caráter de voluntariedade da participação do sujeito e isenção de responsabilidade por parte do avaliador e da UNIVAP) (ANEXO I).

O projeto de pesquisa foi submetido ao **Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade do Vale do Paraíba** sendo por este aprovado sob o parecer de número H156/CEP/2006 (ANEXO II).

### 6.3 Instrumentação

Foram utilizados, para se obter as radiografias, um equipamento emissor de raios X da marca Philips® e filmes radiográficos Kodak® (dimensões: 30cm x 40cm para o quadril; 30cm x 40cm para o joelho, e 24cm x 30cm para o tornozelo)

Para que fosse mantida a mesma posição articular do joelho, durante a realização dos procedimentos fotográficos e radiográficos, utilizou-se um aparato conhecido como tábua de quadríceps (ISP, com dimensões de 0,66m x 0,11m). Este instrumento demonstrou, em um estudo anterior, ser capaz de manter esta articulação em uma angulação padronizada.

Uma câmera fotográfica digital (Sony®, modelo W5, com resolução de 5.1 megapixels) foi utilizada para a obtenção das imagens digitais da articulação estudada.

Para posicioná-la durante a obtenção da biofotografia fez-se uso de um tripé (Troni®, Brasil).

Um *notebook* (Toshiba Tecra®, Japão) equipado com: sistema operacional Microsoft Windows® XP Professional; programa de computador ImageJ®, de tratamento de imagem; e programa de computador *GML Camera Calibration*®, foi necessário para que se pudesse, respectivamente, descarregar as imagens biofotogramétricas, analisa-las e eliminar suas distorções.

Este estudo contou também com a utilização de um goniômetro de aço (Cardiomed®, Brasil), uma escala 1:1000 (Trident®, modelo 7830/4, Brasil) e um negatoscópio (Lumilux® modelo K0-NL1DM) para que se operacionalizasse a GIR.

## **6.4 Procedimentos**

Os procedimentos deste experimento foram explicados aos participantes selecionados e, após a assinatura do termo de consentimento, iniciaram-se as condutas para a operacionalização do estudo em questão.

### **6.4.1 A obtenção das radiografias e imagens biofotogramétricas**

#### **6.4.1.1 O posicionamento do avaliado**

Utilizou-se para todas as avaliações o MIE. Isso ocorreu devido ao espaço disponível no laboratório de radiologia utilizado para a coleta de dados, que impossibilitava a utilização do membro inferior direito (MID).

O voluntário foi posicionado em decúbito dorsal sobre a maca do equipamento de raios X. Para certificar-se que o posicionamento do MIE de um mesmo sujeito seria único, tanto para a radiografia quanto para a biofotogrametria, utilizou-se a tábua de quadríceps. Dessa maneira foi possível manter a articulação em uma posição padronizada. Utilizaram-se duas angulações diferentes entre as hastes móveis da tábua de quadríceps.

A amostra de 24 indivíduos foi dividida em dois grupos com 12 indivíduos cada, sendo que, em cada grupo estes indivíduos foram numerados de 1 a 12 em algarismos arábicos. Em um dos grupos, os MIEs dos sujeitos submetidos ao procedimento foram posicionados sobre a tábua de quadríceps, armada com um ângulo de menor valor em graus entre as hastes móveis. Este grupo foi denominado grupo I (ângulos fêmoro-tibiais menores ou de maior flexão do joelho) (Figura 1). O outro grupo de 12 voluntários teve os MIEs de seus integrantes posicionados sobre a tábua de quadríceps armada com um ângulo de maior valor em graus entre as hastes móveis. Este outro grupo foi chamado de grupo II (ângulos fêmoro-tibiais maiores ou de menor flexão do joelho) (Figura 2). Este procedimento teve como objetivo a análise do comportamento dos valores obtidos

pelo programa de computador ImageJ® comparado à GIR em mais de uma posição articular.

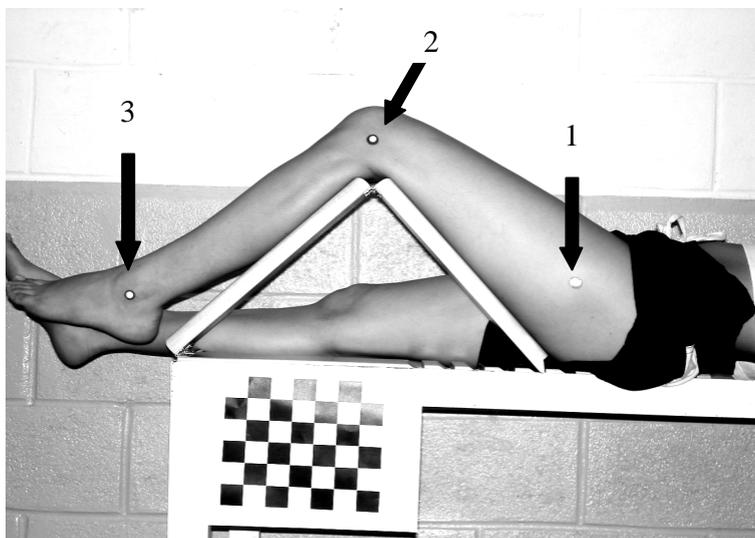


Figura 1- Posicionamento da tábua de quadríceps para GI

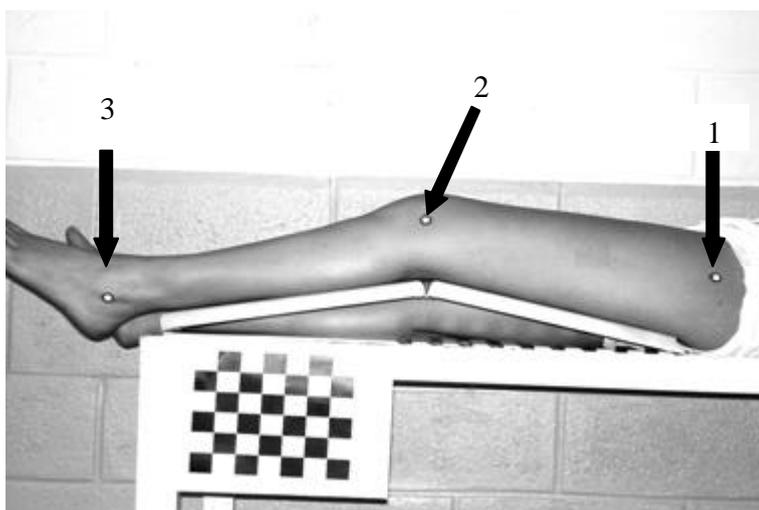


Figura 2- Posicionamento da tábua de quadríceps para GII

#### **6.4.1.2 A localização dos pontos anatômicos de referência**

O examinador localizou, no MIE do avaliado, através da palpação, os seguintes pontos anatômicos: 1. trocânter maior do fêmur; 2. epicôndilo femoral lateral; 3. maléolo lateral. A localização destes pontos seguiu o protocolo descrito por Junqueira (2002) (figuras 1 e 2).

Para o trocânter maior do fêmur, o examinador posicionou-se ao lado do avaliado, que se mantém deitado em supino. Primeiramente, o examinador deveria visualizar a depressão formada pelo relevo dos músculos glúteo médio e glúteo mínimo, que se situa três dedos inferiormente à crista ilíaca. Em seguida, com a polpa dos dedos palpou-se esta depressão até localizar uma região rígida, correspondente a estrutura de interesse. Para se certificar do lugar certo, o examinador pediu ao avaliado que realizasse uma seqüência de movimentos de rotação lateral e medial da articulação do quadril do membro homolateral, para a palpação.

Para a localização do epicôndilo femoral lateral, o avaliado posicionou-se em supino com o joelho flexionado. O examinador permaneceu de frente para a região lateral da articulação. A estrutura de interesse localiza-se posteriormente ao côndilo lateral do fêmur e é a inserção proximal do ligamento colateral lateral do joelho (JUNQUEIRA, 2002). Embora esta estrutura anatômica não corresponda ao eixo da articulação fêmoro-tibial (SMITH; REFSHAUGE; SCARVELL, 2003), a sua utilização com o propósito de avaliar a ADM do joelho já foi descrita (BROUSSEAU et al, 2001).

A palpação do maléolo lateral foi com o avaliado em supino, com o joelho fletido e a talo-crural em neutro. O examinador posicionou-se ao lado do membro e palpou com o I e o II dedo esta estrutura (JUNQUEIRA, 2002).

Durante esta localização, as estruturas citadas foram evidenciadas com marcadores de chumbo em forma de disco, com diâmetro de 1,5 cm, confeccionados especialmente para este estudo (Figura 3). Estes marcadores apresentavam como característica o fato de serem radiopacos e, também, passíveis de serem visualizados pela fotografia digital. Para conferir se a marcação correspondia à estrutura de interesse, o avaliado foi submetido à avaliação radiológica do quadril, joelho e tornozelo, utilizando-se do protocolo de posicionamento proposto por Bontrager (2000) e Brosseau *et al* (2001).

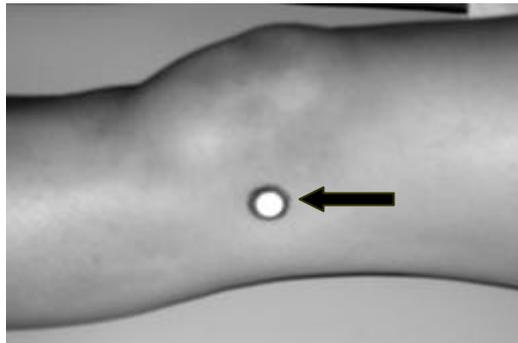


Figura 3- Marcador de chumbo sobre o epicôndilo lateral do fêmur

#### 6.4.1.3 Avaliação radiológica do membro inferior

Para uma boa visualização do quadril, realizou-se uma radiografia em incidência antero-posterior (AP) com o avaliado em supino, com seu quadril em 15° de rotação medial e o joelho e o tornozelo em neutro (BONTRAGER, 2000).

Para a avaliação do joelho, utilizaram-se duas incidências, uma AP e outra em perfil. A radiografia em AP utilizou o protocolo sugerido por Bontrager (2000), em que o avaliado é posicionado em supino com a ampola de raios X localizada sobre a patela e paralelamente ao joelho.

Para a avaliação radiológica em perfil do joelho, utilizou-se o protocolo proposto por Brosseau *et al* (2001), que foi aprovada pelo comitê de radiologia do *Ottawa Hospital* (USA), com o diferencial do posicionamento sobre a tábua de quadríceps. Obteve-se a imagem radiológica com o avaliado em supino, joelho flexionado sobre a tábua. Este posicionamento permitiu a avaliação goniométrica da imagem radiológica e evitou que o avaliado mudasse a angulação da flexão de seu joelho entre a radiografia e a fotografia. Deve-se observar que não houve alteração da posição do avaliado e nem da localização dos marcadores de chumbo entre a aquisição da radiografia e a da fotografia. A ampola de raios X foi posicionada voltada para a interlinha articular do joelho.

A radiografia do tornozelo foi obtida estando o avaliado em supino, com quadril, joelho e tornozelo em neutro e a perna paralela ao chassi. A ampola mirava o centro da articulação talo-crural (BONTRAGER, 2000).

As imagens de raios X foram feitas por um mesmo técnico em radiologia, em um mesmo aparelho (Phillips® de 500 mA) utilizando-se de uma dose máxima total de 0,1 mSv.

Percebeu-se que para a GIR da ADM no plano sagital necessitou-se apenas de uma incidência em perfil (HERMANN, 1990). As radiografias realizadas nas três referências anatômicas, com incidência antero-posterior, foram necessárias para avaliar a precisão da marcação superficial destes pontos. Este cuidado justifica-se para que não haja erro operacional na marcação das referências necessárias na análise biofotogramétrica.

As radiografias obtidas foram analisadas por uma banca de especialistas composta por 5 professores com experiência na análise de radiografias (mínimo de 4 anos, máximo de 7, média = 5,6 anos). Esta análise visou verificar se os pontos marcados pelos examinadores correspondiam à referência anatômica de interesse na imagem radiológica. A utilização de uma banca seguiu a recomendação de Beaton e colaboradores (2000) e visou evitar que a opinião de apenas um especialista tendesse a prejudicar a análise dos dados. Esta análise foi realizada com o auxílio de um negatoscópio, observando-se o posicionamento do marcador de chumbo em relação à estrutura anatômica de referência. Os membros da banca responderam a uma questão de resposta dicotômica do tipo sim ou não, dizendo se o marcador radiopaco presente na radiografia se encontrava ou não sobre a estrutura anatômica de interesse. Estes especialistas foram privados de obter informações em relação à opinião dos demais membros.

A partir da análise da banca de especialistas, excluíram-se as avaliações nas quais houve um consenso de que a localização de qualquer uma das referências anatômicas foi errônea. Esta conduta visou evitar que a angulação avaliada, pela biofotogrametria computadorizada, fosse influenciada por um erro de base, representado pelo viés de aferição da localização pela palpação das estruturas anatômicas de referência.

#### 6.4.1.4 Goniometria da imagem radiográfica (GIR)

As radiografias foram utilizadas, também, para verificar em qual angulação se encontrava a articulação do joelho do avaliado no momento da aquisição da imagem digital. Para isto, utilizou-se o protocolo descrito por Dantas; Carvalho; Fonseca (1997). Traçou-se uma reta correspondente à bissecção da diáfise da tíbia e outra correspondente à bissecção do fêmur, medida com uma escala 1:1000 (escala triangular trident modelo 7830/4, Brasil). O ângulo, correspondente à flexão de joelho, formado entre estas duas retas foi medido através da goniometria (Goniômetro de aço Cardiomed, Brasil).

Dessa maneira, obteve-se o valor da angulação entre os dois segmentos corpóreos que constituem o joelho, sem levar em consideração seu eixo articular (BROUSSEAU et al, 2001).

#### 6.4.1.5 Biofotogrametria

A câmera fotográfica foi posicionada sobre um tripé, nivelado a uma distância perpendicular de dois metros da maca do equipamento emissor de raios X, onde o avaliado se posicionou. A regulagem de altura do tripé manteve o ponto central do foco da câmera fotográfica apontando para a interlinha articular do joelho avaliado. Ambos, ponto central do foco e epicôndilo lateral do joelho, estavam posicionados à mesma distância em relação ao solo.

Utilizou-se o menor enquadramento possível, de forma a englobar o objeto de calibração e o membro inferior a ser avaliado. Assim, o espaço entre *pixels* da imagem digitalizada (que é uma informação perdida durante a digitalização) correspondeu a uma menor distância no objeto avaliado (PATERNIANI, 2001).

As fotos obtidas foram descarregadas em um *notebook* e calibradas pelo sistema *GML Camera Calibration*® (Departamento de Ciência da Computação da Universidade Estadual de Moscou, Rússia) através da utilização do quadro quadriculado visualizável na figura 4. Elas foram analisadas pela ferramenta de mensuração angular disponível no programa de computador ImageJ®. Para esta

análise, traçou-se, com ferramentas do próprio sistema, retas ligando os pontos de referência, representando a perna e a coxa do avaliado. O ângulo formado entre estas retas, correspondentes a flexão de joelho, foi mensurado pela citada ferramenta.

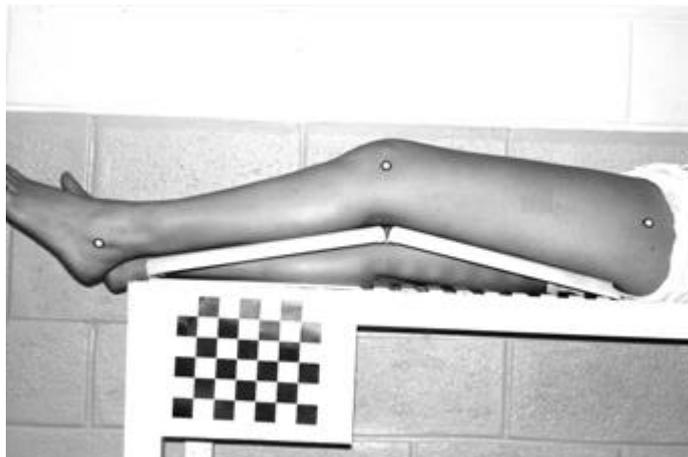


Figura 4- Quadro quadriculado utilizado como gabarito para correção de distorsão na imagem.

## 6.5 Análise estatística

Este item teve por objetivo apresentar e justificar o tratamento estatístico aplicado a esse trabalho. As explicações a seguir referem-se à análise de dados, realizada através da utilização do pacote estatístico SPSS (versão 12.0.1, 2003, SPSS Inc.)

Foi utilizado o teste de *Kappa* para analisar o nível de concordância entre os especialistas que julgaram a correlação entre a posição do marcador de chumbo e a estrutura anatômica de referência.

A fim de se verificar as suposições básicas para a aplicação de testes *t-student* para variáveis emparelhadas, submeteu-se tais entidades a testes de normalidade (Shapiro-Wilk). De acordo com a normalidade da amostra utilizou-se o teste *t-student* para investigar se haveria ou não a rejeição da hipótese de igualdade entre os dois métodos (GIR e Biofotogrametria analisada pelo ImageJ®).

### **6.5.1 Nível de significância e poder do estudo**

Objetivando a medição dos testes e a fim de manter-se a cientificidade da pesquisa, o presente trabalho se pautou em consonância com as considerações básicas do tratamento estatístico. Assim, o nível de significância foi estabelecido como  $\alpha = 5\%$  ( $p < 0,05$ ), isto é, 95% de certeza para as afirmativas e/ou negativas, denotadas durante a investigação.

## 7 RESULTADOS

### 7.1 Estatística Descritiva

A amostra de 24 indivíduos foi dividida em dois grupos contendo 12 indivíduos cada. A tabela 1 apresenta as características dos indivíduos do grupo I (GI), assim como os valores em graus obtidos através da GIR e pela biofotogrametria analisada pelo ImageJ®. Neste grupo os indivíduos foram posicionados de maneira a apresentarem um menor ângulo fêmoro-tibial em relação aos indivíduos do Grupo II (GII).

Tabela 1- Descrição da amostra e valores angulares medidos no GI

Grupo I (GI)							
Grupo-indivíduo	Gênero	Idade	Peso	Altura	IMC	GIR	ImageJ®
GI-1	fem	18	47,5	1,60	18,55	112	109,43
GI-2	fem	23	59,2	1,65	21,74	113	112,11
GI-3	masc	23	80,2	1,84	23,69	115	114,12
GI-4	masc	40	67,2	1,67	24,10	120	118,89
GI-5	masc	22	64,4	1,77	20,56	117	116,02
GI-6	fem	30	67,8	1,77	21,64	122	121,85
GI-7	fem	43	59,5	1,60	23,24	118	116,12
GI-8	masc	42	79,8	1,79	24,91	119	115,89
GI-9	fem	26	59,1	1,65	21,71	115	113,98
GI-10	fem	29	57,3	1,68	20,30	116	115,50
GI-11	fem	28	65,1	1,71	22,26	121	122,11
GI-12	masc	25	76,2	1,77	24,32	122	121,88
Média		29,08	65,28	1,71	22,25	117,50	116,49
Desvio-Padrão		8,28	9,78	0,08	1,88	3,40	4,02

A tabela 2 mostra as características dos indivíduos do GII, assim como os valores em graus obtidos através da GIR e pela biofotogrametria com a análise do ImageJ®. Nota-se que nesta amostra os valores angulares alcançados são maiores que os do GI, o que indica um posicionamento de maior ângulo fêmoro-tibial.

Tabela 2- Descrição da amostra e valores angulares medidos no GII

Grupo II (GII)							
Grupo-indivíduo	Gênero	Idade	Peso	Altura	IMC	GIR	ImageJ®
GII-1	masc	34	71,2	1,69	24,93	158	155,64
GII-2	fem	26	58,9	1,68	20,87	159	154,88
GII-3	fem	22	64,5	1,71	22,06	156	152,12
GII-4	masc	27	74,9	1,69	26,22	162	159,23
GII-5	fem	24	60,4	1,68	21,40	156	151,58
GII-6	masc	31	70,1	1,75	22,89	164	163,02
GII-7	fem	23	68,3	1,67	24,49	158	157,28
GII-8	fem	25	67,5	1,65	24,79	160	159,27
GII-9	masc	22	76,0	1,77	24,26	157	154,52
GII-10	fem	35	61,4	1,69	21,50	159	157,52
GII-11	masc	35	82,3	1,78	25,98	161	158,92
GII-12	fem	27	66,2	1,72	22,38	163	159,44
Média		27,58	68,48	1,71	23,48	159,42	156,95
Desvio-Padrão		4,94	6,93	0,04	1,86	2,64	3,33

## 7.2 Avaliação da concordância entre os especialistas

Todas os marcadores de chumbo tiveram seu posicionamento analisado por uma banca de 5 especialistas. Cada especialista, conforme explanado nos procedimentos, emitiu seu parecer sobre o posicionamento dos 3 marcadores de chumbo: um no trocânter maior do fêmur (T), um no epicôndilo lateral do fêmur (E) e um no maléolo lateral (M). Esta análise gerou a tabela 3, na qual o número 1 indica que houve, na opinião de determinado especialista, erro de posicionamento do marcador de superfície. Todos estes marcadores estavam aderidos à pele dos 24 indivíduos da amostra durante a aquisição das radiografias e das fotografias, sendo que uma mesma pessoa os instalou previamente a estes procedimentos. No total, cada especialista avaliou o posicionamento de 72 marcadores radiopacos (Tabela 3).

Tabela 3- Análise da banca de especialistas quanto ao posicionamento dos marcadores de chumbo

Indivíduo	Examinador 1			Examinador 2			Examinador 3			Examinador 4			Examinador 5		
	Estrutura óssea			Estrutura óssea			Estrutura óssea			Estrutura óssea			Estrutura óssea		
	M	E	T	M	E	T	M	E	T	M	E	T	M	E	T
GI-1			1	1		1	1		1			1			1
GI-2															
GI-3															
GI-4															
GI-5			1			1			1			1			1
GI-6								1							
GI-7			1			1						1			1
GI-8															
GI-9															
GI-10															
GI-11															
GI-12															
GII-1															
GII-2															
GII-3			1			1			1			1			1
GII-4															
GII-5															
GII-6															
GII-7															
GII-8															
GII-9															
GII-10															
GII-11															
GII-12															
N erros	0	0	4	1	0	4	1	1	3	0	0	4	0	0	4
% erro	0,0	0,0	16,7	4,2	0,0	16,7	4,2	4,2	12,5	0,0	0,0	16,7	0,0	0,0	16,7

OBS: 1 indica que o ponto está no local errado

Para avaliar a concordância entre os especialistas, foi realizado o teste de *Kappa*, que resultou em um alto índice de concordância entre estes (Tabela 4). Devido ao resultado obtido, optouse por retirar as observações nas quais 3 ou mais especialistas julgaram haver erro de posicionamento. Assim, as observações GI-1, GI-5, GI-7 e GII-3 foram retiradas.

Tabela 4- Resultado do teste *Kappa*

<b>Kappa geral</b>	0.884
<b>P-valor geral</b>	< 0.001
<b>Intervalo de 95% de confiança do Kappa</b>	<b>sup: 0.957</b> <b>inf: 0.811</b>

Assim, após a eliminação de algumas observações da amostra, GI ficou composto por 5 mulheres e 4 homens com uma idade média de 29,6 anos, uma média de peso de 67,99kg e altura média de 1,73m (Tabela 5). A tabela 5 também é composta pelos valores resultantes da GIR e da biofotogrametria referentes ao GI.

Tabela 5- Descrição da amostra e valores angulares medidos no GI, após eliminação das observações pelos especialistas.

Menor Angulação							
	Gênero	Idade	Peso	Altura	IMC	GIR	ImageJ®
GI-2	Fem	23	59,2	1,65	21,74	113	112,11
GI-3	Masc	23	80,2	1,84	23,69	115	114,12
GI-4	Masc	40	67,2	1,67	24,10	120	118,89
GI-6	Fem	30	67,8	1,77	21,64	122	121,85
GI-8	Masc	42	79,8	1,79	24,91	119	115,89
GI-9	Fem	26	59,1	1,65	21,71	115	113,98
GI-10	Fem	29	57,3	1,68	20,30	116	115,50
GI-11	Fem	28	65,1	1,71	22,26	121	122,11
GI-12	Masc	25	76,2	1,77	24,32	122	121,88
Média		29,56	67,99	1,73	22,74	118,11	117,37
Desvio-Padrão		6,95	8,91	0,07	1,56	3,41	3,88

Após ser analisado pela banca de especialistas, a amostra final para os dados de GII ficou composta por 6 mulheres e 5 homens, com média de idade de 28,1 anos, peso médio de 68,84 kg e altura média de 1,71m (Tabela 6). A tabela 6 também é composta pelos valores resultantes da GIR e da biofotogrametria referentes ao GII.

Tabela 6- Descrição da amostra e valores angulares medidos no GII, após a eliminação da observação pelos especialistas.

Maior Angulação							
	Gênero	Idade	Peso	Altura	IMC	GIR	ImageJ®
GII-1	Masc	34	71,2	1,69	24,93	158	155,68
GII-2	Fem	26	58,9	1,68	20,87	159	154,88
GII-4	Masc	27	74,9	1,69	26,22	162	159,23
GII-5	Fem	24	60,4	1,68	21,40	156	151,58
GII-6	Masc	31	70,1	1,75	22,89	164	163,02
GII-7	Fem	23	68,3	1,67	24,49	158	157,28
GII-8	Fem	25	67,5	1,65	24,79	160	159,27
GII-9	Masc	22	76,0	1,77	24,26	157	154,52
GII-10	Fem	35	61,4	1,69	21,50	159	157,52
GII-11	Masc	35	82,3	1,78	25,98	161	158,92
GII-12	Fem	27	66,2	1,72	22,38	163	159,44
Média		28,09	68,84	1,71	23,61	159,73	157,39
Desvio-Padrão		4,85	7,15	0,04	1,89	2,53	3,11

### 7.3 Resultados: Grupo I (GI)

Os resultados do teste de normalidade para os métodos GIR e ImageJ® demonstraram que os valores obtidos no GI, podem ser considerados provenientes de uma distribuição normal e que a suposição para aplicação do teste *t-student* foi confirmada (Tabela 7).

Tabela 7- GI – Teste de normalidade da amostra.

Estatísticas Descritivas - GI						Teste de Normalidade (Shapiro-Wilk)
	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio-Padrão	Valor-p
GIR	9	113,00	122,00	118,11	3,41	0,245
Imagej	9	112,11	122,11	117,37	3,88	0,157

O teste *t-student* revelou que a diferença entre os valores dos ângulos medidos pelo método GIR e ImageJ® não rejeita a hipótese de igualdade entre os dois métodos (valor-p=0,083) (Tabela 8).

Tabela 8- Teste tstudent para verificar no GI a relação entre os valores obtidos pela GIR e ImageJ®.

Teste <i>t-student</i> para amostras emparelhadas					
GIR - Image J	Estatísticas da Diferença GIR – Image J		Intervalo de Confiança (95%) para a Diferença		Valor-p
	Média	Desvio Padrão	Limite inferior	Limite superior	
	0,741	1,123	-0,122	1,604	

A análise dos dados oferecidos pelo GI mostra uma tendência a subestimação apresentada pelos valores adquiridos através do ImageJ® em relação aos obtidos pela GIR. Além desta tendência, nota-se uma diminuição média entre os valores alcançados pelo ImageJ® quando comparados aos obtidos pela GIR (Gráficos 1 e 2)

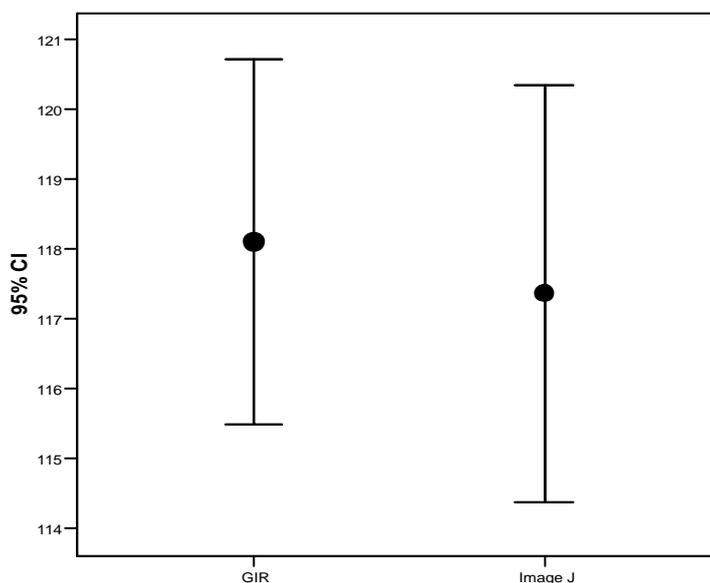


Gráfico 1- Médias e intervalo de confiança (95%) da medida do ângulo nos métodos GIR e ImageJ® avaliando GI.

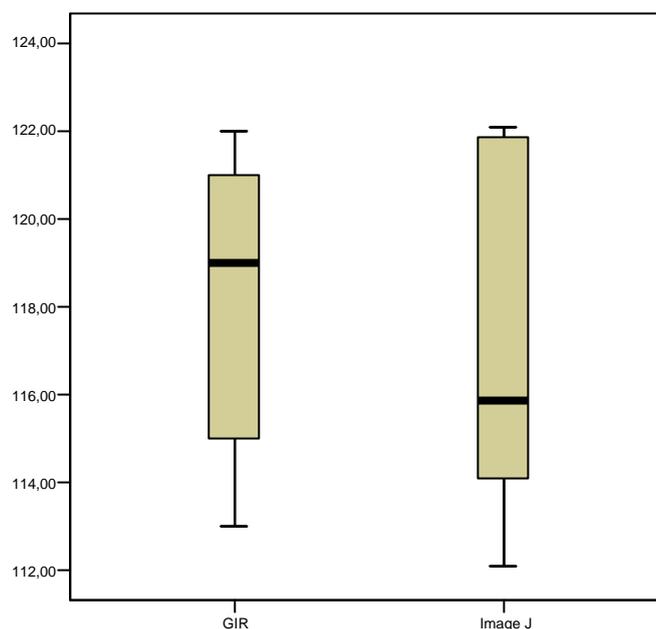


Gráfico 2- Representação gráfica estilo “box -plot” da medida do ângulo nos métodos GIR e ImageJ® avaliando GI.

#### 7.4 Resultados: Grupo II (GII)

Os resultados do teste de normalidade para os métodos GIR e ImageJ® demonstraram que os valores obtidos no GII, podem ser considerados provenientes de uma distribuição normal e que a suposição para aplicação do teste *t-student* foi confirmada (Tabela 9).

Tabela 9- GII – Teste de normalidade da amostra.

Estatísticas Descritivas – GII						Teste de Normalidade (Shapiro-Wilk)
	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio-Padrão	Valor-p
GIR	11	156,00	164,00	159,7273	2,53341	0,840
Imagej	11	151,58	163,02	157,3900	3,10741	0,847

O teste *t-student* revelou que há diferença estatística entre os valores dos ângulos medidos pelo método GIR e ImageJ®, o que leva a uma rejeição da hipótese de igualdade entre os dois métodos (valor-p=0,001) (Tabela 10).

Tabela 10- Teste t-student para verificar a relação entre os valores obtidos pela GIR e ImageJ® no GII

Teste <i>t-student</i> para amostras emparelhadas					
GIR - Image J	Estatísticas da Diferença GIR – Image J		Intervalo de Confiança (95%) para a Diferença		Valor-p
	Média	Desvio Padrão	Limite inferior	Limite superior	
	2,337	1,307	1,459	3,215	

A análise dos dados oferecidos pelo GII também mostra uma tendência a subestimação apresentada pelos valores adquiridos através do ImageJ® em relação aos obtidos pela GIR. Além desta tendência, nota-se uma diminuição média entre os valores alcançados pelo ImageJ® quando comparados aos obtidos pela GIR (Gráficos 3 e 4)

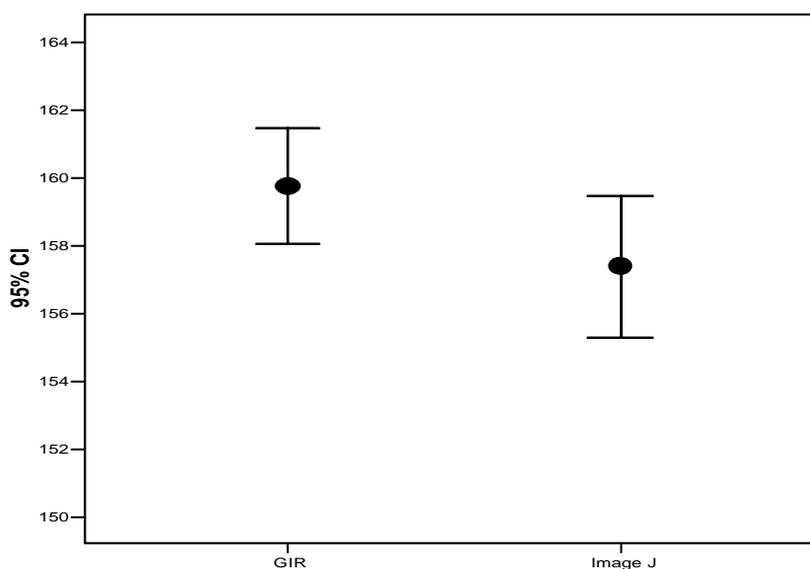


Gráfico 3- Médias e intervalo de confiança (95%) da medida do ângulo nos métodos GIR e ImageJ®, avaliando GII.

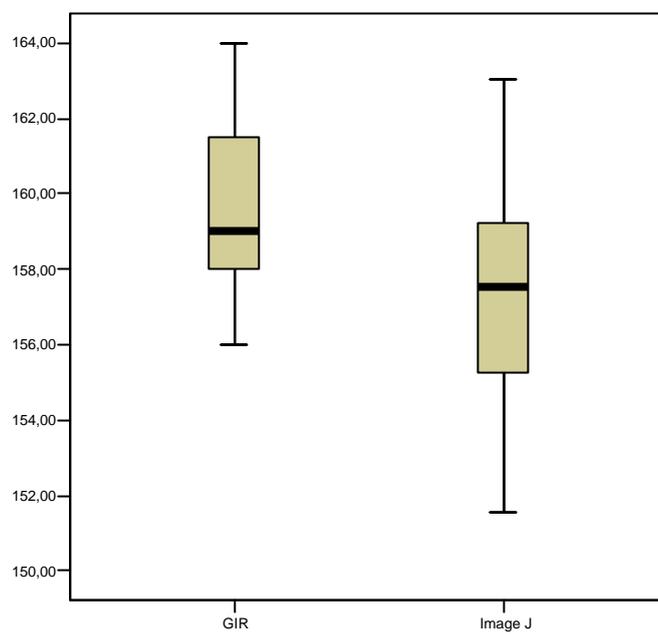


Gráfico 4- Representação gráfica estilo "box-plot" da medida do ângulo nos métodos GIR e ImageJ® avaliando GII.

## 8 DISCUSSÃO

A finalidade deste estudo foi investigar a validade dos valores de medida angular obtidos através da ferramenta de quantificação de ângulos, disponível no programa de computador ImageJ®, quando comparados aos valores obtidos através da GIR. Os resultados demonstraram que as mensurações feitas com o uso do ImageJ® dividiram-se em duas categorias. Em uma delas, as medidas biofotogramétricas analisadas através do ImageJ® não apresentaram, segundo a análise estatística, diferença significativa das obtidas pela GIR, o que não ocorreu em outra categoria de resultados.

Analisando-se o procedimento realizado, percebe-se que as medidas foram executadas em duas posições distintas. Em uma delas a flexão do joelho era menor quando comparada à outra. Nota-se, através da análise dos resultados, que a posição de menor ângulo fêmoro-tibial relaciona-se aos menores valores angulares obtidos (valores com média 117,37°), e a posição de maior ângulo fêmoro-tibial relaciona-se aos maiores valores angulares (valores próximos de 157,39°).

A opção de utilizar mais de uma posição visou uma análise comparativa mais abrangente, pois não seria esclarecido o comportamento deste protocolo em ADMs diferentes caso o estudo contasse apenas com uma posição articular (ARAÚJO, 1987; BROSSEAU, 2001). Partindo-se desta conduta, verificou-se que as medidas biofotogramétricas realizadas na posição de maior flexão do joelho (GI) geraram valores cuja diferença estatística não era significativa, quando comparados aos obtidos pela GIR. O mesmo não aconteceu com as medidas biofotogramétricas obtidas na posição de menor flexão do joelho (GII).

Nota-se que o resultado obtido na tabela 8 indica um valor de fronteira. Este comportamento pode ser explicado pela mobilidade do eixo articular do joelho em movimentos realizados no plano sagital (SMITH; REFSHAUGE; SCARVELL, 2003). A literatura vigente considera que a forma elipsóide do côndilo femoral resulta na variação, a cada ADM, do eixo de movimento da fêmoro-tibial

(FREEMAN, 2005; SMITH; REFSHAUGE; SCARVELL, 2003; GOLDBLATT; RICHMOND, 2003). Essa variação das características do eixo articular, em relação às diferentes ADMs do joelho, pode invalidar um método qualquer de mensuração angular que tenha como referência um eixo articular supostamente fixo.

Pode-se atribuir, segundo Hollman e colaboradores (2003), esse resultado à diferença de gênero entre os indivíduos da amostra. Foi visto que as mulheres apresentam uma chance de duas a oito vezes maior que os homens de sofrerem lesão ligamentar sem contato em uma mesma atividade física (HOLLMAN et al, 2003). Hollman (2003) afirma que fatores intrínsecos como diferenças hormonais podem levar a uma maior frouxidão ligamentar nas mulheres quando comparadas aos homens. Esse fato pode ter provocado uma translação anterior do platô tibial nos indivíduos do sexo feminino avaliados. Esse deslocamento anterior do platô tibial pode levar a uma aproximação do maléolo lateral em relação à tábua de quadríceps, o que reduziria o valor angular obtido pela biofotogrametria. Esse efeito em parte deve-se ao dispositivo utilizado para a manutenção do posicionamento (tábua de quadríceps). Neste estudo ao apoiar-se a perna do indivíduo, nota-se que a área de contato entre o dispositivo e o indivíduo ocorre na região da panturrilha. Desse modo o calcâneo apresenta-se pendente em algumas amostras. Isso pode ter causado um efeito de alavanca, cujo apoio seria a panturrilha.

Um método de medida de ADM articular amplamente utilizado na conduta fisioterapêutica é a goniometria de superfície (NONAKA et al, 2002; PIZA; FREITAS, 2005; GAMA FILHO et al, 2002). Este método, apesar de usar um aparato de duas hastes articuladas através de um eixo fixo, tem alcançado validade em alguns estudos no qual é analisado (BRODIE, 1996). Talvez, alguns trabalhos que validem a goniometria de superfície tenham suas hipóteses confirmadas pelo fato deste aparelho ser pouco preciso. Alguns deles apresentam uma escala com graduação a cada dois graus, sendo que a ferramenta usada para a mensuração angular neste estudo oferece uma precisão de três casas decimais.

A mobilidade do eixo articular é um fato relevante, considerando que a operacionalização do método usado como padrão ouro (GIR) independe do eixo articular para analisar o ângulo entre dois segmentos ósseos. Tal fato não ocorre com a ferramenta de mensuração do programa de computador ImageJ®. Portanto, acredita-se que em uma das posições (GI – com menor ângulo fêmoro-tibial), escolhidas para a realização da análise, o eixo articular se achava próximo ao marcador de chumbo, e por isso, a diferença entre os valores obtidos pelos dois métodos foi menor ao ponto de validar o método em questão. Em ângulos poplíteos maiores (GII), o eixo articular aparenta estar deslocado em relação ao epicôndilo lateral do fêmur, o que geraria valores angulares mais discrepantes entre os dois métodos.

Ao se comparar os valores obtidos através da GIR com os valores resultantes da biofotogrametria analisada pelo ImageJ®, percebe-se que há uma tendência de subestimação do método testado em relação ao padrão ouro.

Aparentemente entende-se que, em maiores medidas do ângulo fêmoro-tibial têm-se maiores diferenças entre os resultados da GIR e os obtidos pela análise biofotogramétrica através do ImageJ®. Para se confirmar a conjectura anteriormente citada, seria necessário que se fizesse um estudo semelhante, porém, com maior variedade em relação aos posicionamentos do joelho. Poderia adotar-se uma variação angular mais estratificada desde a extensão até a flexão completa desta articulação. Dessa maneira seria possível que se avaliasse o comportamento de dois protocolos usados em um espectro mais amplo da ADM do joelho. Talvez uma variação de 5 em 5° de ADM, desde a extensão total até a flexão total da articulação analisada, fosse apropriada para este estudo. Dessa maneira seriam obtidas em torno de 30 medidas com variação de 5° entre elas, distribuídas nos 150° aproximados de ADM do joelho (FREEMAN 2005). Essa opção traria uma análise comparativa mais abrangente entre os dois métodos em questão. Além disso poderia oferecer a possibilidade de se buscar um modelo de regressão, gerando, assim, um fator de correção para os valores obtidos pelo ImageJ®. Essa possibilidade é cogitada também pelo fato de que se obteve na tabela 8 um valor de validação fronteiro. Isso significa que há uma certa

proporcionalidade entre as medidas geradas pelos dois métodos. Existindo essa correlação, supõe-se que em valores angulares menores a diferença também seria menor, o que poderia ter influenciado neste resultado a ponto de validar a amostra GI.

Além dos fatores biomecânicos, outra variável que possivelmente exerceu influência no resultado foi o uso de marcadores de superfície. As medidas biofotogramétricas também são dependentes de sensores posicionados sobre estruturas anatômicas, estando, portanto, sujeitas a este mesmo viés identificado por Shiratsu e Coury (2003) para a eletrogoniometria. Versando sobre este mesmo problema, Schwartz e Rozumalski (2005) consideraram que uma das limitações dos trabalhos biomecânicos é a utilização da palpação para a localização do centro articular. Esses autores acreditam que tal método é empírico e muito sujeito ao viés de aferição, devido à heterogeneidade de sua objetividade.

Acredita-se também que possa ter ocorrido uma alteração da posição do marcador de chumbo, apesar de constarem no procedimento algumas condutas que visaram a eliminação desta possibilidade: (a realização de radiografias AP e a análise pela banca de especialistas). Tem-se que as radiografias, para a certificação do posicionamento dos marcadores, foram feitas em posição articular diferente à do exame angular. Segundo Leardini e colaboradores (2005), a relação entre a referência de superfície e referência profunda (óssea) poderá ser alterada desde que haja mudança postural ou modificação na ADM articular.

Observa-se que a GIR independe da perícia do examinador ao detectar os pontos de referência, como também da manutenção destes marcadores em seus respectivos lugares. Dessa maneira, estas variáveis intervenientes poderiam exercer influência na análise feita.

## 9 CONCLUSÃO

O presente estudo permitiu verificar que a ferramenta de mensuração angular do programa de computador ImageJ®, quando utilizada na análise biofotogramétrica da ADM em movimentos do joelho no plano sagital, apresenta uma boa consistência nos valores obtidos a partir de ângulos poplíteos próximos a 117°. Em angulações mais amplas ocorreu um aumento na diferença entre os valores obtidos pela análise biofotogramétrica e os valores obtidos pela GIR.

## 10 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

O método avaliado neste estudo, pareceu ter sido influenciado pela mobilidade do eixo articular do joelho.

Novos estudos devem ser realizados utilizando-se deste mesmo método em situações em que a articulação esteja posicionada em ADMs mais variadas. Deve-se considerar também a adoção de grupos sem distinção de gênero entre seus integrantes, além de elaborar um novo método utilizado para a imobilização articular durante a realização da radiografia e da biofotogrametria.

Sugere-se também que seja obtido, em um estudo subsequente, um modelo de regressão a fim de se determinar um fator de correção para os valores obtidos pela ferramenta de mensuração angular no estudo em questão.

## REFERÊNCIAS

ABRAMOFF, M.D., MAGALHÃES, P.J., RAM, S.J. "Image Processing with ImageJ". **Biophotonics International**, v. 11, n. 7, pp. 36-42, 2004.

ADAMS, K. O'SHEA, P. O'SHEA, K. Aging: its effects on strenght, power, flexibility, and bone density. **Strenght and Conditioning Journal**, v. 21, n. 2, p. 65 – 77, abril 1999.

American Society for Photogrammetry and Remote Sensing. **Digital Photogrammetry - An Addendum to the Manual of Photogrammetry**. Bethesda: ASPRS, 1997.

ARAÚJO, C. G. S. Correlação entre diferentes métodos lineares e adimensionais de avaliação da mobilidade articular. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, Brasília, v. 8, n. 2, p. 27 – 34, 2000.

ARAÚJO, C. G. S. **Medidas e Avaliação da Flexibilidade da Teoria à Prática**. Rio de Janeiro: 1987. Tese (Doutorado em Educação Física) - Escola de Educação Física e Desporto. Universidade Federal do Rio de Janeiro, 1987.

BARAÚNA, M.A., et al. Avaliação da amplitude de movimento do ombro em mulheres mastectomizadas pela biofotogrametria computadorizada. **Revista Brasileira de Cancerologia**, v. 50, n. 1, p. 27 – 31, 2004.

BEATON, D. E. et al. Guidelines for the process of cross-cultural adaptation of self-report measures. **Spine**, v. 25, n. 24, p. 3186 – 3191, 2000.

BEST, R. B. et al. Mechanical Unfolding of a Titin Ig Domain: Structure of Transition State Revealed by Combining Atomic Force Microscopy, Protein Engineering and Molecular Dynamics Simulations. **Journal of Molecular Biology**, v. 330, n. 4, p. 867 – 877, jul. 2003.

BIASOLI JÚNIOR, A. **Técnicas Radiográficas**. Rio de Janeiro: Rúbio, 2006, 513p.

BILLIS, E.V. FOSTER, N.E. WRIGHT, C.C. Reproducibility and repeatability: errors of three groups of physiotherapists in locating spinal levels by palpation. **Manual Therapy**, v. 8, n. 4, p. 223 – 232, 2003.

BONTRAGER, K. L. **Atlas de Bolso: Técnica Radiológica e Base Anatômica**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000, 290 p.

BRASIL. Conselho Nacional de Energia Nuclear. **Norma CNEN-NN-3.01: Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**. Brasília: Diário Oficial da União, jan. 2005. 25p.

BRASIL. **Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisas Envolvendo Seres Humanos**. Resolução nº 196, de 10 de outubro de 1996, Brasília: Conselho Nacional de Saúde/ministério da Saúde. 1996

BRITO, J. COELHO, L. **Fotogrametria Digital**. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2002.

BRODIE, D. A. **Mellen Studies in Education Volume 26: A Reference Manual for Human Performance Measurement in the field of Physical Education and Sports Science**. New York: The Edwin Mellen Press, 1996.

BROERS, H. HEMKEN H, LUHMANN, T. RITSCHL, P. Photogrammetric calibration of a C-arm X-ray system as a verification tool for orthopaedic navigation systems. **Journal of Photogrammetry & Remote Sensing**, v. 56, p. 338 – 346, 2002.

BROSSEAU, L. BALMER, S. TOUSIGNANT, M. O'SULLIVAN, J. P. *et al.* Intra and intertester reliability and criterion validity of the parallelogram and universal goniometers for measuring maximum active knee flexion and extension of patients with knee restrictions. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v. 82, p. 396 – 402, 2001.

BURKE, D. G. HOLT, L. E. RASMUSSEN, R. MACKINNON, N. C. *et al.* Effects of hot or cold water immersion and modified proprioceptive neuromuscular facilitation flexibility exercise on hamstring length. **Journal of Athletic Training**, v. 36, n. 1, p. 16 – 19, 2001.

CAMANHO, G. L. **Patologias do Joelho**. São Paulo: Sarvier, 1996. 359p.

CAMERON, M. ADAMS, R. MAHER, C. Motor control and strenght as predictors of harmstrings injuries in elite players of australian football. **Physical Therapy in Sports**. v. 4, p. 159 – 166, 2003.

CHAGAS, M. H. MOREIRA JÚNIOR, L. A. OLIVEIRA, A. S. Importância da força muscular do quadríceps no desempenho da flexibilidade ativa da musculatura isquiotibial. *In* GARCIA, E. S. LEMOS, K. L. M. **Temas Atuais VII: Educação Física e Esportes**. Belo Horizonte: Health, v. 7, p. 115 – 122, 2002.

CHAITOW, L. **Técnicas de Palpação – Avaliação e diagnóstico pelo toque**. São Paulo: Manole, 2001. 306p.

CHALLIER, B. URLACHER, F. VANCON, G. LEMELLE, I. *et al.* Is quality of life affected by season and weather conditions in ankylosing spondylitis? **Clinical Experimental Rheumatology**, v. 19, n. 3, p. 277 – 281, mai/jun 2001.

COELHO, R. R. **Validade e Reprodutibilidade de um Protocolo de Avaliação de Amplitude de Movimento da Articulação do Joelho pela Biofotogrametria Computadorizada**. Rio de Janeiro, 2006, 156p. Dissertação de Mestrado em Ciência da Motricidade Humana, Programa de Pós Graduação Stricto Sensu em Ciência da Motricidade Humana, Universidade Castelo Branco.

DÂNGELO, J. G. FATTINI, C. A. **Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar**, 2ª ed. Belo Horizonte: Atheneu, 1998. 671p.

DANTAS, E. H. M. **Alongamento & Flexionamento**. 5. ed. Rio de Janeiro: Shape, 2005, 431p.

DANTAS, E. H. M. CARVALHO, J. L. T. FONSECA, R. M. O protocolo LABIFIE de goniometria. **Revista Treinamento Desportivo**. São Paulo: v. 2, n. 3, p. 21 – 34, 1997.

DEBELISO, M. O'SHEA, J. P. HARRIS, C. ADAMS, K. J. CLIMSTEIN, M. The relation between trunk strength measures and lumbar disc deformation during stoop type lifting. **Journal of Exercise Physiology**. v. 7, n. 6, p. 16 – 26, dez. 2004.

DE DEYNE, P.G. Application of passive stretch and its implications for muscle fibers. **Phys. ther.**, v. 81, n.2, p. 819-827, 2001.

DRAPER, O. D. MINER, L. KNIGHT, K. L. RICARD, M. D. The carry-over effects of diathermy and stretching in developing hamstring flexibility. **Journal of Athletic Training**. v. 37, n. 1, p. 37 – 42, 2002.

EDWARD, B. J. ATKINSON G. Effects of time of day on flexibility in morning and evening chronotypes. **Journal of Sports Science**, v. 16, n. 1, p. 45, 1998.

ENGEL-HILLS, P. Radiation protection in medical imaging. **Radiography**, jun. 2005 (no prelo).

FARIA JÚNIOR, J. C. BARROS, M. V. G. Flexibilidade e aptidão física relacionada à saúde. **Corporis**. Recife: ano 3, v. 2, n. 1, dez. 1997 – jan. 1998.

FARINATTI, P. T. V. Flexibilidade e esporte: uma revisão da literatura. **Revista Paulista de Educação Física**. São Paulo: v. 14, n. 1, p. 85 – 96, jan/jun 2000.

FERREIRA, C. A. R. **Aquisição de Dados Cinemáticos da Execução Motora Humana e a sua Interpretação Através de um Modelo Segmentar**

**Tridimensional.** Lisboa: 1998, 172p. Dissertação de Doutoramento. Universidade Técnica de Lisboa.

FEYEN, R. LIU, Y. CHAFFIN, D. JIMMERSO, G. JOSEPH, B. Computer-aided ergonomics: a case study of incorporating ergonomics analyses into workplace design. **Applied Ergonomics**, v. 31, n. 3, p. 291 – 300, 2000.

FITHIAN, D. C. NOMURA, E. ARENDT, E. Anatomy of patellar dislocation. **Operative Techniques in Sports Medicine**, v. 9, n. 3, p. 102 – 111, jul. 2001.

FRENCH, S. D. GREEN, S. FORBES, A. Reliability of chiropractic methods commonly used to detect manipulable lesions in patients with chronic low-back pain. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v. 3, n. 4, p. 231 – 238, maio, 2000.

FREEMAN, M. A. R. PINSKEROVAD, V. The movement of the normal tibio-femoral joint. **Journal of Biomechanics**, v. 38, p. 197 – 208, 2005.

GAMA FILHO, J. G. FONSECA, S. T. COELHO G. H. L. COELHO, R. R. Influência do calor superficial e do exercício físico no ganho de flexibilidade muscular. In GARCIA, E. S. LEMOS, K. L. M. **Temas Atuais VII: Educação Física e Esportes**. Belo Horizonte: Health, v. 7, p. 93 – 114, 2002.

GARTH, W. P. Clinical biomechanics of the patellofemoral joint. **Operative Techniques in Sports Medicine**, v. 9, n. 3, p. 122 – 128, jul. 2001.

GOLDBLATT, J. P. RICHMOND, J. C. Anatomy and biomechanics of the knee. **Operative Techniques in Sports Medicine**, v. 11, n. 3, p. 172 – 186, 2003.

GREENSPAN, A. **Radiologia Ortopédica**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001. 957p.

HERRMANN, D. B. Validity study of head and neck flexion-extension motion comparing measurement of pendulum goniometer and roentgenograms. **Journal of Orthopaedics and Physical therapy**. Baltimore: v. 11, n. 9, p. 414 – 418, 1990.

HESSENBRUCH, A. A brief history of x-rays. **Endeavour**, v. 26, n. 4, p. 137 – 141, dez. 2002.

HILL, P. IWAKI, H. PINSKEROVA, V. FREEMAN, M. Fêmoro-tibial movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 82, p. 1189 – 1195, 2000.

HOLLMAN, J. H. DEUSINGER, R. H. DILLEN, L. R. V. MATAVA, M. T. Gender differences in surface rolling and gliding kinematics of the knee. **Clinical Orthopaedics and Related Research**: n.413, p. 208 – 221, Agosto 2003.

HUMPHREYS, B. K. DELAHAYE, M. PETERSON, C. K. An investigation into the validity of cervical spine motion palpation using subjects with congenital block vertebrae as a 'gold standard'. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 19, n. 5, 2004.

International Society for Photogrammetry and Remote Sensing. **ISPRS Brochure**. Suíça: 2001.

JUHL, J. H. CRUMMY, A. B. KUHLMAN, J. E. *et al.* **Paul & Juhl: Interpretação Radiológica**, 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000, 1187p.

JUNQUEIRA, L. **Anatomia Palpatória: Pelve e Membros Inferiores**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002, 166p.

KELSEY, C. A. Física. *In*: JUHL, J. H. CRUMMY, A. B. KUHLMAN, J. E. *et al.* **Paul & Juhl: Interpretação Radiológica**, 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000, p. 1 - 16.

KOCH, G. A. RIBEIRO, E. C. O. TONOMURA, E. T. **Radiologia na Formação do Médico Geral**. Rio de Janeiro: Revinter, 1997, 257p.

KRIVICKAS L. S. FEINBERG J. H. Lower extremity injuries in college athletes: relation between ligamentous laxity and lower extremity muscle tightness. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**. V. 77, p. 1139 – 1143, 1996.

LARDNER, R. Stretching and flexibility: its importance in rehabilitation. **Journal of Bodyworks and Movement Therapies**. v. 5, n. 4, p. 254 – 263, 2001.

LEARDINI LEARDINI, A. CHIARI, L. DELLA, C. U. CAPPOZZO, A.. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. **Gait & Posture**, v. 21, p. 212-225, 2005.

LIMA, L. C. O. BARAÚNA, M. A. SOLOGUREM, M. J. J. CANTO, R. S. T. GASTALDI, A. C. Postural alterations in children with mouth breathing assessed by computerized biophotogrammetry. **Journal of Applied Oral Science**, v. 12, n. 3, p. 232 – 237, jul. 2004.

MADDING, S.W. *et al.* Effect of duration of passive stretch on hip abduction range of motion. **J. orthop. sports phys. ther.**, v. 8, n.8, p. 409-416, 1987.

MAGAZONI, V. S. **Estudo Correlacional Entre a Expansibilidade da Caixa Torácica e a Capacidade Vital Pulmonar nos Indivíduos Portadores e Não de Espondilite Anquilosante**. Uberlândia (MG): 2000. 129p. Dissertação de Mestrado em Fisioterapia. Programa de Mestrado em Fisioterapia. Centro Universitário do Triângulo.

MARINS, J. C. B. GIANNICHI, R. S. **Avaliação & Prescrição de Atividade Física: Guia Prático**, 3. ed. Rio de Janeiro: Shape, 2003.

McKINNIS, L.N. Fundamentos da Radiologia Ortopédica. 1. ed. São Paulo: Editorial Premier, 2004. 435p.

MIHATA, T. LEE, Y. MCGARRY, M. H. ABE, M. LEE, T. Q. Excessive humeral external rotation results in increased shoulder laxity. **The American Journal of Sports Medicine**. Washington, v. 32, n. 5, p. 1278 – 1285, 2004.

NONAKA, H. MITA, K. WATAKABE, M. AKATAKI, K. *et al.* Age-related changes in the interactive mobility of the hip and knee joints: a geometrical analysis. **Gait and Posture**, v. 15, p. 236 – 243, 2002.

NORKIN, C. C. LEVANGIE, P. K. **Articulações Estrutura e Função: Uma Abordagem Prática e Abrangente**. 2. ed. Rio de Janeiro: Reviter, 2001. 498p.

PATERNIANI, P. E. S. **Desenvolvimento de uma Metodologia para Reconstrução Tridimensional e Análise de Superfícies do Corpo Humano**. Campinas, 2001 74p. Dissertação de Mestrado em Educação Física. Departamento de Educação Motora. Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas.

PEREIRA, M. G. **Epidemiologia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

PIZA, E. FREITAS, W. Z. Avaliação de Flexibilidade. *In*: DANTAS, E. H. M. **Alongamento & Flexionamento**. 5. ed. Rio de Janeiro: Shape, 2005, p. 119 – 145.

RASBAND, W.S., ImageJ, U. S. **National Institutes of Health**, Bethesda, Maryland, USA, <http://rsb.info.nih.gov/ij/>, 1997-2006.

ROLLSA, A. GEORGE, K. The relationship between hamstring muscle injuries and hamstring muscle length in young elite footballers. **Physical Therapy in Sport** v. 5, p. 179–187, 2004.

ROGERS, L. F. Introdução à radiologia óssea e ao crescimento ósseo. *In*: JUHL, J. H. CRUMMY, A. B. KUHLMAN, J. E. *et al.* **Paul & Juhl: Interpretação Radiológica**, 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000, p. 17 – 26.

SACCO, I. C. N. MELO, M. C. S. ROJAS, G. B. MAKI, I. K. *et al.* Análise biomecânica e cinesiológica de posturas mediante fotografia digital: estudo de casos. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**. Brasília: v. 11 n. 2 p. 25 – 33, junho 2003.

SANTOS, J. B. **Programa de Exercício Físico na Empresa: Um Estudo com Trabalhadores de um Centro de Informática**. 2003, 82F. Dissertação( Mestrado

em Engenharia de Produção) Programa de Pós-graduação em Engenharia de Produção, Área de Ergonomia. Centro Tecnológico da Universidade Federal de Santa Catarina.2003.

SCHWARTZ, M. H.; ROZUMALSKI, A. A new method for estimating joint parameters from motion data. **Journal of Biomechanics**, v. 38, p. 107 – 116, 2005.

SCULCO, A. D. PAUP, D. C. HAMM, L. F. FERNHALL, B. *et al.* Effects of aerobic exercise on fitness and low back flexibility in patients with lumbar herniated nucleus pulposus. **The Spine Journal**, v. 4, n. 5, p. S92 - S93, dez. 2004.

SEFFINGER, M. A. NAJM, W. I. MISHRA, S. I. ADAMS, A. *et al.* Reliability of spinal palpation for diagnosis of back and neck pain. **Spine**, v. 29, n. 19, p. E413 – E425, 2004.

SHIRATSU, A. COURY, H. J. C. G. Reliability and accuracy of different sensors of a flexible electrogoniometer. **Clinical Biomechanics**, n. 18, p. 682 – 684, 2003.

SMITH, P. N. REFSHAUGE, K. M. SCARVELL, J. M. Development of the concepts of knee kinematics. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, n. 84, p. 1895 – 1902, 2003.

STACOFF, A. REINSCHMIDT, C. NIGG, B. M. VAN DEN BOGERT, A. J. *et al.* Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. **Clinical Biomechanics**, v. 15, p. 54–64, 2000.

VEDI, V. WILLIAMS, A. TENNANT, S. J. SPOUSE, E. *et al.* Meniscal movement: an in-vivo study using dynamic MRI. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 81, p. 37 – 41, 1999.

WITVROW, E. DANNEELS, L. ASSELMAN, P. D'HAVE, T. CAMBIER, D. Muscle flexibility as a risk factor for developing injury in male professional soccer player. A prospective study. **The American Journal of Sports Medicine**. Washington: v. 31, n. 1, p. 41 – 46, 2003.

ZAKAS, A. GALAZOULAS, C. GRAMMATIKOPOULOU, M. G. VERGOU, A. Effects of stretching exercise during strength training in prepubertal, pubertal and adolescent boys. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**. v. 6, n. 3, p. 170 – 176, 2002.

ZATSIORSKY, V. M. **Kinematics of Human Motion**. Human Kinetics, 1998. 419p.

## ANEXO A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E INFORMADO



<b>Título</b>	Avaliação da confiabilidade e validade de um protocolo de medida da amplitude de movimento da articulação do joelho.
<b>Coordenador</b>	Prof. Dr. Alfeu Saraiva (Alfeu@univap.br)
<b>Pesquisador Responsável</b>	Cristiano Modenesi Moreira ( <a href="mailto:cmodenesibh@yahoo.com.br">cmodenesibh@yahoo.com.br</a> ) (31) 3282-1289

Prezado Senhor(a):

O Mestrando Cristiano Modenesi Moreira, fisioterapeuta – (CREFITO 4 n. 44.288– F), matriculado no curso de mestrado em bioengenharia oferecido pelo Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento - IP&D (Universidade do Vale do Paraíba – UNIVAP, São José dos Campos- S.P.), pretende realizar um estudo com as seguintes características:

**Título do Projeto de Pesquisa:** Avaliação da e validade de um protocolo de medida da amplitude de movimento da articulação do joelho.

**Objetivo do Estudo:** Conferir validade e confiabilidade a um protocolo de utilização da biofotogrametria computadorizada, para a avaliação da ADM da articulação do joelho.

Esta pesquisa pretende, a partir da validação de tal protocolo, possibilitar a realização de uma avaliação da flexibilidade de um indivíduo de uma maneira mais rápida e eficiente. Objetiva, também, aumentar o escopo de trabalhos que investiguem a validade e a confiabilidade de instrumentos de avaliação utilizados na prática do Fisioterapeuta e do profissional de Educação Física, para que se definam melhor quais os parâmetros e os instrumentos a serem utilizados.

**Descrição dos Procedimentos Metodológicos:** No presente estudo, serão utilizadas avaliações radiográficas e fotográficas da articulação do joelho do grupo avaliado. Estas medidas serão analisadas e confrontadas entre si, a fim de verificar a presença de correlações entre elas.

**Descrição de Riscos e Desconfortos:** Durante a realização das avaliações radiográficas, ocorrerá o acúmulo de uma ínfima dose (dose absorvida) de radiação na região avaliada. Ressalta-se que tal dose absorvida será de, no máximo, 0,1 mSv, valor este bem inferior ao limite de dose de radiação recomendado pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, que é de 1,0 mSv por ano, sendo, por isso, considerada como inócua.

**Benefícios para os Participantes:** O presente estudo não planeja oferecer nenhum tipo de benefício para os participantes.

**Forma de Obtenção da Amostra:** A amostra por conveniência é composta por 24 estudantes do curso de Fisioterapia da Universidade Presidente Antônio Carlos (UNIPAC) *Campus Bom Despacho*. Ela será dividida em dois grupos. Cada um deles com os seguintes critérios de inclusão: o indivíduo não poderá apresentar histórico de patologias ortopédicas, gravidez ou lactação, e de tratamentos de saúde que incluam a radioterapia.

**Uso de Placebo:** O presente estudo não inclui a utilização de nenhum tipo de tratamento placebo.

**Garantia de Acesso:** Em qualquer fase do estudo você terá pleno acesso aos profissionais responsáveis pelo mesmo nos locais e telefones indicados

**Garantia de Liberdade:** Sua participação neste estudo é absolutamente voluntária. Dentro desta premissa, todos os envolvidos são absolutamente livres para, a qualquer momento, negar o seu consentimento ou abandonar o programa se assim o desejar, sem que isto provoque qualquer tipo de penalização.

Mediante a sua aceitação, espera-se que compareça nos dias e horários marcados e, acima de tudo, siga as instruções determinadas pelo pesquisador responsável, quanto à segurança durante a realização das avaliações e/ou procedimentos de intervenção.

**Direito de Confidencialidade:** Os dados colhidos na presente investigação serão utilizados para subsidiar a confecção de artigos científicos. Os responsáveis garantem a total privacidade e estrito anonimato dos participantes, quer no tocante aos dados, quer no caso de utilização de imagens, ou outras formas de aquisição de informações. Garantido, desde já a confidencialidade, a privacidade e a proteção da imagem e a não estigmatização, escusando-se de utilizar as informações geradas pelo estudo em prejuízo das pessoas e/ou das comunidades, inclusive em termos de auto-estima, de prestígio ou de quaisquer outras formas de discriminação.

**Despesas e Compensações:** As despesas porventura acarretadas pela pesquisa serão de responsabilidade da equipe de pesquisas. Não havendo por outro lado qualquer previsão de compensação financeira.

Em caso de dúvidas ou perguntas, queira manifestar-se em qualquer momento, para explicações adicionais, dirigindo-se a qualquer um dos pesquisadores.

Após a leitura do presente Termo, e estando de posse de minha plenitude mental e legal, ou da tutela legalmente estabelecida sobre o participante da pesquisa, declaro expressamente que entendi o propósito do referido estudo e, estando em perfeitas condições de participação, dou meu consentimento para participar livremente do mesmo.

Bom Despacho, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2005.

Assinatura do Participante ou Representante Legal			
Nome Completo (legível)			
Identidade nº		CPF nº	

## ANEXO B – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA DA UNIVAP



### COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNIVAP

#### CERTIFICADO

Certificamos que o Protocolo n.º H156/CEP/2006, sobre "*Avaliação da confiabilidade e validade de um protocolo de medida da amplitude de movimento de articulação de joelho*", sob a responsabilidade do Prof. Cristiano Modenesi Moreira, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos, conforme Resolução n.º 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi **aprovado** por esta Comissão de Ética em Pesquisa.

Informamos que o pesquisador responsável por este Protocolo de Pesquisa deverá apresentar a este Comitê de Ética um relatório das atividades desenvolvidas no período de 12 meses a contar da data de sua aprovação.

São José dos Campos, 07 de novembro de 2006

**PROF. DR. LANDULFO SILVEIRA JUNIOR**  
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa da Univap