

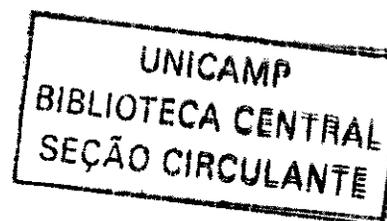
TATIANA MUZEGANTE GRANA

200407863

***ANÁLISE DA MARCHA DE INDIVÍDUOS COM
INSUFICIÊNCIA DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR***

CAMPINAS

2003



TATIANA MUZEGANTE GRANA

***ANÁLISE DA MARCHA DE INDIVÍDUOS COM
INSUFICIÊNCIA DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR***

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

Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior

CAMPINAS

2003

UNIDADE	Bc
Nº CHAMADA	T/UNICAMP
	G762a
V	EX
TOMBO BCI	580.47
PROC.	16PT114704
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$11,00
DATA	26/6/04
Nº CPD	

CM00198034-1

BIB ID 316884

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

G762a Grana, Tatiana Muzegante
 Análise da marcha de indivíduos com insuficiência do ligamento cruzado anterior . / Tatiana Muzegante Grana. Campinas, SP : [s.n.], 2003.

Orientador : Alberto Cliquet Júnior
 Dissertação (Mestrado) Universidade Estadual de Campinas.
 Faculdade de Ciências Médicas.

1. Biomecânica. 2. Locomoção humana. 3. Momentos angulares. I. Alberto Cliquet Júnior . II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas. III. Título.

Banca examinadora da Dissertação de Mestrado

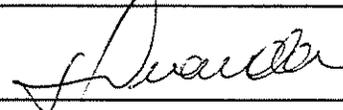
Orientador: Prof. Dr. ALBERTO CLIQUET JÚNIOR

Membros:

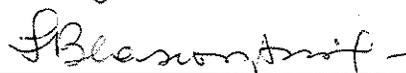
1. Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior



2. Prof. Dr. João Batista de Miranda



3. Profa. Dra. Silvana Maria Blascovi



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

Data: 18/12/2003

DEDICATÓRIA

É com muita satisfação que dedico e agradeço imensamente estes anos de UNICAMP, fundamentais para meu crescimento profissional e pessoal;

À todas as pessoas que direta ou indiretamente dele participaram;

À Deus que direcionou meus passos dando-me saúde e confiança ao longo do caminho;

Aos meus companheiros do Laboratório: Denise, Mariângela, Daniela, Enio e Juracy pelos momentos de aprendizagem, críticas e sugestões;

Aos pacientes que aceitaram participar deste estudo e foram essenciais.

AGRADECIMENTOS

Agradeço o valioso auxílio que recebi dos professores, em especial ao meu orientador Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior, colegas, profissionais e amigos na preparação desse trabalho.

À minha família por seu apoio que nunca faltou, por sua paciência, compreensão e seu amor.

À FAPESP (#96F12198-2) pelos recursos fornecidos.

“Pode o homem tornar-se culto pela cultura dos outros; mas só se torna sábio pelas próprias experiências”

MANSOUR CHALITA

22

	PÁG.
RESUMO	<i>xxxiii</i>
ABSTRACT	<i>xxxvii</i>
1- INTRODUÇÃO	41
2- OBJETIVOS	47
3- REVISÃO DA LITERATURA	51
3.1- Considerações e terminologia sobre a locomoção humana.....	53
3.1.1- Processo da marcha.....	55
3.1.2- Deslocamentos do corpo durante a marcha.....	56
3.2- Deslocamentos do corpo durante a marcha	61
3.2.1- A influência da idade na marcha.....	67
3.2.2- Curvas de movimento.....	68
3.3- Biomecânica da locomoção humana.....	70
3.3.1- Considerações biodinâmicas da marcha humana.....	70
3.3.2- Força articular e momento de força muscular.....	71
3.4- Características anatômicas e funcionais da articulação do joelho humano..	72
3.5- Características mecânicas da articulação do joelho na transmissão de cargas do aparelho locomotor.....	76
3.6- Concepções anatômicas sobre o LCA.....	78
3.7- O LCA e a instabilidade anterior do joelho.....	80
3.8- O LCA e a estabilidade do joelho.....	82
3.9- A relação proprioceptiva3.9 A relação proprioceptiva.....	84
4- MATERIAL E MÉTODOS	87
4.1- Tipo de estudo e casuística.....	89
4.2- Instrumentos de medição experimental.....	90
4.2.1- Cinemetria.....	90

4.2.2- Dinamometria.....	98
4.3- Processamento e aquisição de dados.....	100
4.4- Variáveis estudadas.....	107
4.4.1- Variáveis cinemáticas.....	107
4.4.2- Variáveis dinâmicas.....	108
4.5- Tratamento Estatístico.....	109
4.6- Limitações metodológicas.....	110
5- RESULTADOS.....	111
6- DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	137
7- CONCLUSÃO.....	147
8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	151
9- ANEXOS.....	159

LISTA DE ABREVIATURAS

AD/DA	Analógico- digital/ digital analógico
AS	Apoio simples
CM	Centro de massa
DAÍ	Duplo apoio inicial
DAS	Segundo duplo apoio
DP	Desprendimento do pé
DPO	Desprendimento do pé oposto
FRS	Força de reação do solo
IF	Articulação interfalangeana
LCA	Ligamento cruzado anterior
MF	Articulação metatarsofalangeana
MI	Membro inferior
MMII	Membros inferiores
TPO	Toque do pé oposto

LISTA DE TABELAS

	<i>PÁG.</i>
TABELA 1- Ciclo normal da marcha, adaptado de MAGEE, 1987	
Representação do volume de calibração das câmeras	66
TABELA 2- Disposição das câmeras	91
TABELA 3- Altura e angulação das câmeras, ajustadas nas três opções	
situadas nos tripés	105
TABELA 4- Cálculo dos ângulos articulares.....	107
TABELA 5- Estatísticas descritivas das variáveis de interesse pela variável	
grupo.....	108
TABELA 6- Estatísticas descritivas das variáveis de interesse pela variável	
grupo.....	113
TABELA 7- Tabelas de freqüência das variáveis de interesse pela variável	
grupo.....	114
TABELA 8- Estatísticas descritivas da variação angular máxima e mínima	
por grupo (membro lesado).....	115
TABELA 9- Estatísticas descritivas da variação angular máxima e mínima	
por grupo (membro dominante).....	116
TABELA 10- Estatísticas descritivas da variação angular máxima e mínima	
por grupo (membro não lesado –grupo I)	117
TABELA 11- Estatísticas descritivas da variação angular máxima e mínima	
por grupo (membro contralateral não dominante -grupo II).....	121
TABELA 12- Estatísticas descritivas da potência (W/Kg) máxima por grupo .	122
TABELA 13- Estatísticas descritivas da potência (W/Kg) máxima por grupo .	126
TABELA 14- Estatísticas descritivas do momento (Nm/Kg) máxima por	
grupo.....	127
TABELA 15- Estatísticas descritivas do momento (Nm/Kg) máxima por	
grupo.....	131
TABELA 16- Estatísticas descritivas do momento (Nm/Kg) máxima por	
grupo	131

LISTA DE FIGURAS

	<i>PÁG.</i>
FIGURA 1- Deslocamento do centro de massa em dois planos espaciais, durante uma passada simples (ciclo). A- Deslocamento lateral em um plano horizontal; b- Deslocamento vertical, adaptado de INMAN et al., 1981.	58
FIGURA 2- Ciclo da marcha, adaptado de INMAN et al., 1981,.....	65
FIGURA 3- Forças de Reação do solo- Componentes de Fx, Fy, Fz, Mx, My, e Mz, adaptado de SILVEIRA et al., 1997.....	70
FIGURA 4- Estruturas ósseas da articulação do joelho, adaptado de NETTER, 1995.....	73
FIGURA 5- Estruturas ósseas da articulação do joelho, adaptado de NETTER, 1995.....	73
FIGURA 6- Músculos da articulação do joelho, adaptado de NETTER, 1995.....	75
FIGURA 7- Ligamentos e meniscos da articulação do joelho, adaptado de NETTER, 1995.....	78
FIGURA 8- Relação entre a instabilidade da articulação do joelho e sintomas em quatro atividades, adaptado de NOYES et al. 1993.....	82
FIGURA 9- Esquema representativo da estrutura de referencia definida para a calibração das coordenadas do sistema, adaptado do manual Qtrac capture &view, 2000.....	92
FIGURA 10- Seqüência de movimentos realizados através do corpo de prova, durante a captura da calibração no volume selecionado. Corpo de prova posicionado na direção do eixo x, adaptado do manual Qtrac capture & view, 2000.....	92
FIGURA 11- Seqüência de movimentos realizados através do corpo de prova, durante a captura da calibração no volume selecionado. Corpo de prova posicionado na direção do eixo y. adaptado do manual Qtrac capture & view, 2000.....	93

FIGURA 12-	Seqüência de movimentos realizados através do corpo de prova, durante a captura da calibração no volume selecionado. Corpo de prova posicionado na direção do eixo z. adaptado do manual Qtrac capture & view, 2000.....	93
FIGURA 13-	Os três planos e eixos cardinais do corpo ereto e relaxado, adaptado LEHKUHL et al., 1987.....	94
FIGURA 14-	Marcadores reflexivo aplicados nas estruturas anatômicas espinha ilíaca ântero-superior e sacro.....	95
FIGURA 15-	Marcador reflexível aplicado a 1 cm da borda superior da patela.....	95
FIGURA 16-	Marcador reflexível aplicado lateral a interlinha articular do joelho.....	96
FIGURA 17-	Marcador reflexível aplicado na tuberosidade da tíbia	96
FIGURA 18-	Marcador reflexível aplicado a 3 cm do maléolo lateral.....	96
FIGURA 19-	Marcador reflexível aplicado posteriormente ao calcâneo.....	97
FIGURA 20-	Marcador reflexível aplicado entre o II e o III ossos metatarsos.....	97
FIGURA 21-	Arquivo resultante do processo de reconstrução gerenciado pelos softwares Qtrac e Qview, permitindo a análise do movimento dos membros inferiores e membros superiores.....	98
FIGURA 22-	Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor.....	100
FIGURA 23-	Protocolo experimental, adaptado de MOTA, 2000.....	102
FIGURA 24-	Conversor AD/DA e seus parâmetros relacionados, adaptado de BRUNIERA, 1994	103
FIGURA 25-	Espaço físico do Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor.....	106
FIGURA 26-	Ângulos articulares, adaptado de WINTER, 1991.....	108

LISTA DE GRÁFICOS

	<i>PÁG.</i>
GRÁFICO 1- Gráficos mostrando a variação angular dos movimentos de flexão e extensão da articulação do joelho para os grupos I e II. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.....	119
GRÁFICO 2- Gráficos mostrando a variação angular dos movimentos de flexão e extensão da articulação do quadril para os grupos I e II. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.....	120
GRÁFICO 3 - Gráficos mostrando a variação angular dos movimentos de dorsiflexão e flexão plantar da articulação do tornozelo para os grupos I e II. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.....	120
GRÁFICO 4- Gráficos mostrando a variação angular dos movimentos de flexão e extensão da articulação do joelho para os grupos I- membro não lesado e II- membro contralateral não dominante. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.....	124
GRÁFICO 5- Gráficos mostrando a variação angular dos movimentos de flexão e extensão da articulação do quadril para os grupos I- membro não lesado e II- membro contralateral não dominante. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.....	125
GRÁFICO 6- Gráficos mostrando a variação angular dos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão da articulação do tornozelo para os grupos I- membro não lesado e II- membro contralateral não dominante. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.....	126
GRÁFICO 7- Gráficos mostrando a variável potência nos movimentos de flexão e extensão da articulação do joelho para os grupos I e II. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.....	129
GRÁFICO 8- Gráficos mostrando a variável potência nos movimentos de flexão e extensão da articulação do quadril para os grupos I e II. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.....	129

GRÁFICO 9-	Gráficos mostrando a variável potência nos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão da articulação do tornozelo para os grupos I e II. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.....	130
GRÁFICO 10-	Gráficos mostrando a variável momento nos movimentos de flexão e extensão da articulação do joelho para os grupos I e II. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.....	133
GRÁFICO 11-	Gráficos mostrando a variável momento nos movimentos de flexão e extensão da articulação do quadril para os grupos I e II. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.....	134
GRÁFICO 12-	Gráficos mostrando a variável momento nos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão da articulação tornozelo para os grupos I e II. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.....	135

LISTA DE QUADROS

	<i>PÁG.</i>
QUADRO 1- Representação dos resultados estatísticos.....	118
QUADRO 2- Representação dos resultados estatísticos.....	123
QUADRO 3- Representação dos resultados estatísticos.....	128
QUADRO 4- Representação dos resultados estatísticos.....	132

LISTA DE ANEXOS

	<i>PÁG.</i>
ANEXO 1- Escala funcional da articulação do joelho- LYNHOLM.....	161
ANEXO 2- Entrevista inicial.....	163
ANEXO 3- Termo de consentimento livre e esclarecido.....	164

RESUMO

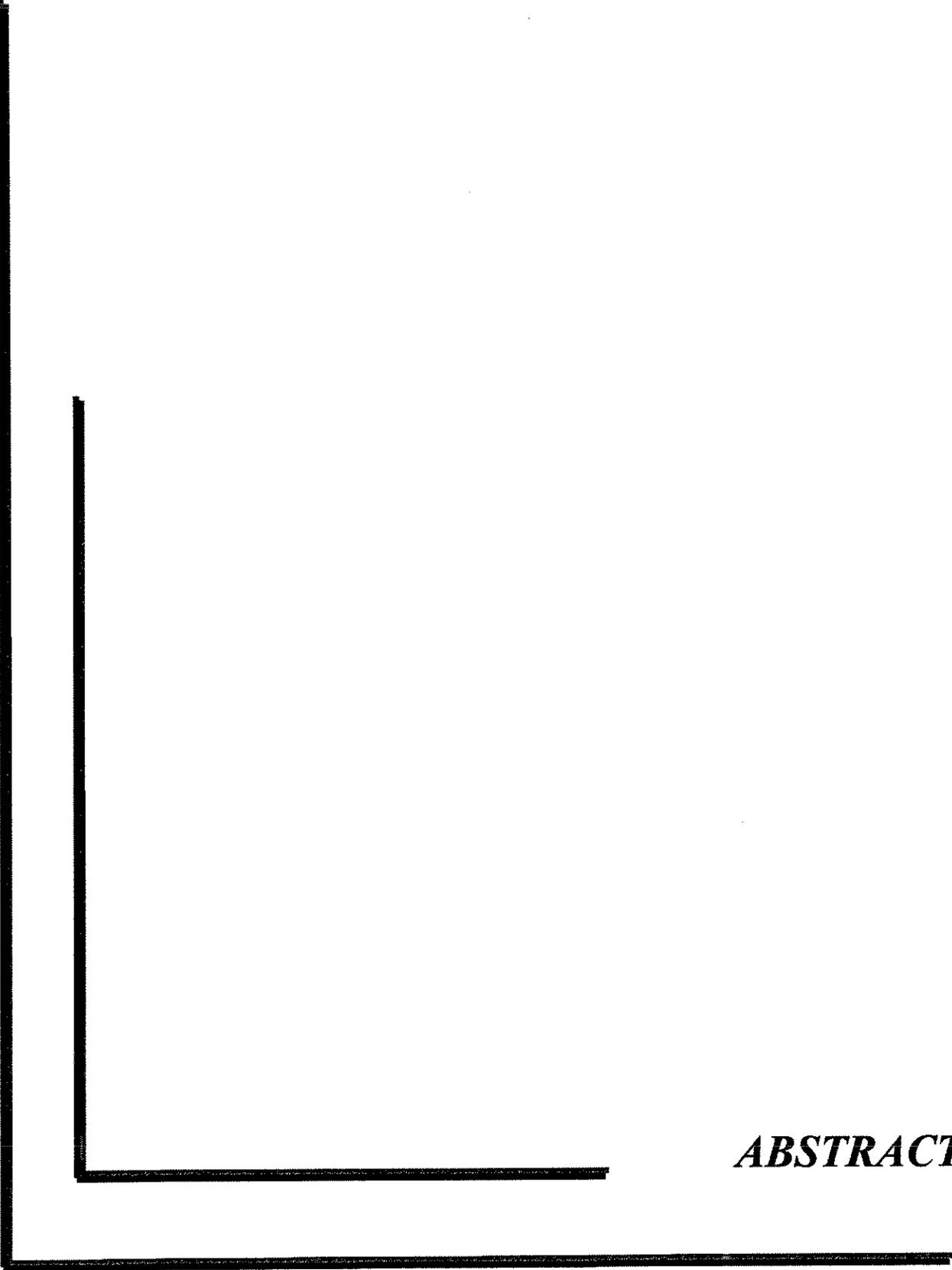
ANÁLISE DA MARCHA DE INDIVÍDUOS COM LESÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Autora: Tatiana Muzegante Grana

Orientador: Alberto Cliquet Junior

A lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) é a mais freqüente lesão ligamentar do joelho, estando associada a alterações na locomoção. Evidencia-se que essa lesão influencia os mecanismos funcionais da articulação do joelho, reduzindo a flexibilidade e aumentando a instabilidade na articulação do joelho. O objetivo deste estudo foi avaliar as alterações biomecânicas decorrentes da lesão, através da variação angular, potência e momento da articulação do joelho. Dezesseis pacientes com deficiência no LCA e dez indivíduos sem a lesão, grupo controle, foram analisados durante a marcha. Dados cinemáticos e cinéticos foram obtidos através das articulações do quadril, joelho e tornozelo, bilateralmente, em todos os pacientes e no grupo controle. A análise da marcha foi instituída utilizando o software Q gait 2.0, sistema que inclui cinco câmeras de vídeo com amostragem de 60 Hz; marcadores reflexíveis foram aplicados em estruturas anatômicas, para a obtenção das coordenadas tridimensionais. Os achados cinemáticos e das forças de reação do solo foram coletados e combinados através do método da dinâmica inversa, a fim de calcular o momento e a potência. Os achados do presente estudo evidenciaram que pacientes com lesão do LCA modificam suas atividades extras ambulatoriais. Estas modificações incluem o “avoidance” do quadríceps, ocorrendo, assim, aumento do momento flexor a aproximadamente 30° de flexão. Existe tendência dos pacientes evitarem/ reduzirem, a contração do quadríceps, estando o joelho próximo à extensão completa; a contração máxima do quadríceps ocorre quando o joelho está fletido entre 0° e 45°. Este estudo foi o primeiro passo quanto à identificação dos mecanismos envolvidos na adaptação funcional da marcha de pacientes com a lesão do LCA. O desenvolvimento do processo de adaptação à lesão sugere a auto-seleção de fatores e respostas neuromusculares, podendo ser aprendidas como estratégia para um novo movimento. Presume-se que estas adaptações sejam subconscientemente realizadas, a fim de evitar o deslocamento proximal da tíbia, podendo ocorrer na ausência de função do ligamento cruzado anterior.

Palavras-chave: Marcha, Lesão, Ligamento Cruzado Anterior.



ABSTRACT

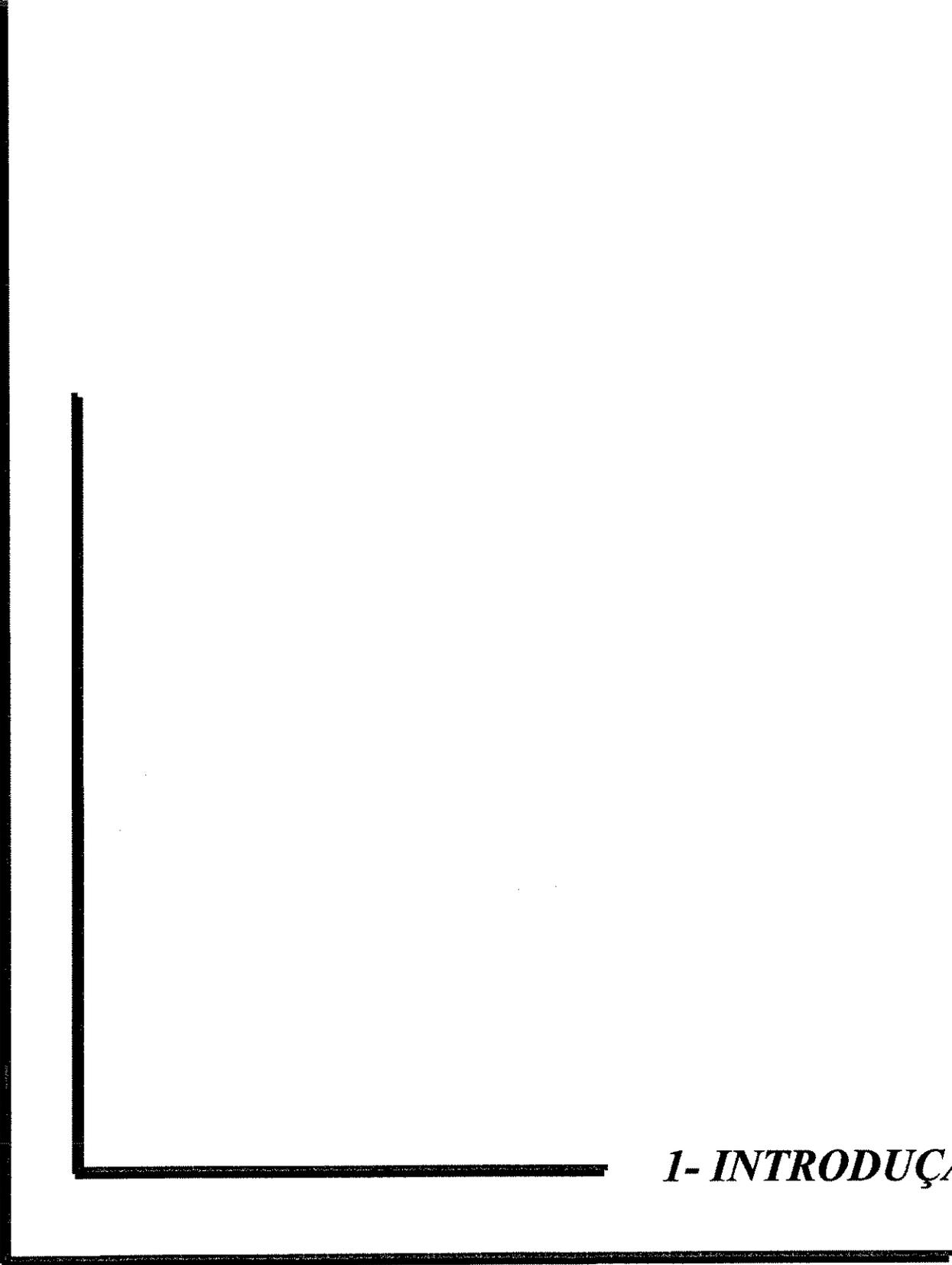
ANALYSIS OF WALKING IN SUBJECTS WITH ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT

Author: Tatiana Muzegante Grana

Adviser: Alberto Cliquet Junior

Anterior Cruciate Ligament (ACL) injury is one of the most frequent diseases induced by locomotion. It has been shown that ACL injuries do influence the knee joint functional mechanisms, decreasing the knee flexibility and increasing the knee instability. The purpose of this study was to evaluate the biomechanical alterations due to ACL; knee angular variation, power and knee torques were measured. Sixteen patients with unilateral deficiency of the anterior cruciate ligament and ten healthy control subjects were analyzed during walking. Kinematic and kinetic findings for the right and left hips, knees and ankles of all patients and control subjects were recorded during the activity (gait analysis was performed at our institution using software Q gait 2.0; this system includes a five camera – 60Hz, marker reflex system applied to anatomical locations, for collection of the three-dimensional coordinate data). Kinematic and ground reaction data were collected and combined with inverse dynamics to calculate the joint torques and powers. The findings in the present study indicate that patients who have a cruciate deficient knee, modify the way that they carry out ambulatory activities. These modifications include an avoidance i.e., increase flexion moment about the knee which was flexed approximately 30 degrees. The tendency of the patients to avoid contraction of the quadriceps as the cruciate deficient knee flexed while in near full extension, and the strain in the anterior cruciate ligament due to the contraction of the quadriceps reached a maximum when the knee was flexed between approximately 0 and 45 degrees. This study was a first step towards the identification of the mechanisms that are involved in the functional adaptations of the gait in patients who have ACL lesion. The developmental process of the adaptation to injury also suggest that factors other than self-selected, neuromuscular responses, may provide some impetus toward learning the new movement strategy. Presumably these adaptations are the patients' subconscious effort to avoid the excessive anterior displacement of the proximal part of the tibia that can occur in the absence of function of the anterior cruciate ligament.

Key words: Gait, Injury, Anterior Cruciate Ligament.



1- INTRODUÇÃO

Biomecânica é uma disciplina, entre as ciências derivadas das ciências naturais, que se ocupa com análises físicas de sistemas biológicos, conseqüentemente, análises físicas de movimento do corpo humano. Insere-se no contexto das ciências derivadas, cujo objetivo é estudar o movimento (AMADIO, 1997). A biomecânica pode ser classificada em interna: tendo como alvo as forças transmitidas pelas estruturas biológicas internas do corpo, como as forças musculares, nos tendões, ligamentos, ossos e cartilagem articular. Pela dificuldade metodológica de relacionarmos o comportamento biomecânico de estruturas internas dos sistemas biológicos, a sua parametrização, em termos de variáveis biomecânicas internas, esta se torna extremamente dependente de medições externas ao organismo, ou seja, observadas exteriormente, ou por equações de estimação (AMADIO e DUARTE, 1996).

Segundo BAUMANN (1997), os métodos de medição mais importantes relacionados à biomecânica são a cinemetria: métodos de registro e análise numérica de movimentos (posição, deslocamento, ângulo, velocidade, aceleração); a dinamometria: medição de forças externas (ou pressão), exercidas entre o corpo e o meio ambiente; a antropometria: mensura dimensões corporais, comprimentos dos segmentos, circunferências, volumes, braços de alavanca; a eletromiografia: informa as atividades elétricas associadas às contrações musculares, não fornecem diretamente propriedades mecânicas, representa e/ou indica o estímulo neural para o sistema muscular.

De acordo com AMADIO e DUARTE (1996), a complexa análise do movimento necessita de interpretação simultânea de variáveis oriundas de diversos métodos de mensuração qualitativa e quantitativa, de forma a abranger toda a complexidade do movimento humano.

A locomoção humana tem sido investigada sob todos os seus aspectos pela comunidade científica devido a sua importância para com o movimento humano. A lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) engloba-se dentre as patologias que provocam alterações quanto à locomoção humana; sendo o principal estabilizador anterior do joelho, impedindo a translação anterior da tíbia sobre o fêmur, ou ainda, que é o ligamento mais forte e menos complacente desta articulação. Essas afirmações são influenciadas pela grande importância clínica da instabilidade do joelho (CAMANHO, 1996; CAMPBELL, 1996).

Para que ocorra a lesão no LCA, como em qualquer ligamento, deve haver uma deformação plástica, que nesse caso, ocorre quando há um deslocamento anterior excessivo da tibia em relação ao fêmur.

Apresenta a estatística de 50% das lesões ligamentares da articulação do joelho (NOYES et al., 1983). AMATUZZI (1992) define o LCA deficiente como o resultante sintomático de uma lesão não reparada deste ligamento, que determinou a frouxidão do joelho, e este por sua vez, tornou-se instável.

A instabilidade geralmente evolui para a limitação funcional da articulação do joelho e para fenômenos degenerativos. NOYES et al. (1983) relatam que 65% das alterações radiográficas degenerativas da articulação do joelho são secundárias às lesões ligamentares. Estas alterações degenerativas ocorrem por alterações biomecânicas secundárias à lesão do LCA como mobilidade anormal entre a tibia e o fêmur. Esta evolução degenerativa depende do grau inicial da lesão, da frouxidão residual e da lesão secundária devido aos deslizamentos constantes entre a tibia e o fêmur.

O histórico incerto da progressão da doença degenerativa articular (afetando alguns pacientes e outros não) sugere que pacientes desenvolvam compensações funcionais próprias para a perda do LCA, que incluem uma estabilização estática secundária, bem como uma mecânica muscular compensatória.

O mecanismo de proteção mais citado pela literatura é o chamado “quadríceps avoidance ou nulo”, e consiste na não ativação ou na diminuição da atividade elétrica do músculo quadríceps durante a fase de apoio da marcha. São vários os estudos acerca deste mecanismo de adaptação. Tais estudos tiveram início com a procura do entendimento sobre o reparo e a reconstrução cirúrgica das lesões do LCA e, dentre as inúmeras questões levantadas, uma delas explica porque alguns indivíduos com a lesão crônica deste ligamento não desenvolvem complicações, a exemplo, a artrose (MOTA, 2000).

SOLOMONOW et al. (1987) estudaram indivíduos com a lesão do LCA, utilizando o Cybex II para o teste do torque extensor isocinético máximo, constatando que um grande número de indivíduos apresentou subluxação anterior à 40° de flexão, sendo que esta foi acompanhada pelo aumento da atividade elétrica do músculo quadríceps. Indicando

que estes indivíduos aumentam a atividade dos isquiotibiais para posteriorizar a tibia em relação ao fêmur.

RENSTROM et al. (1986) verificaram que a contração isométrica e a isotônica do músculo quadríceps femoral aumentam a tensão no LCA com o joelho em flexão de 0 a 45°, quando comparado ao movimento passivo do joelho. Acredita-se que o músculo isquiotibial não exerça nenhuma tensão sobre este ligamento, mesmo durante sua atividade simultânea com o músculo quadríceps femoral. Supõe-se que alguns não desenvolvam nenhum mecanismo adaptativo ou de proteção mantendo a articulação do joelho instável.

BERCHUCK et al. (1990) analisaram 16 pacientes com deficiência do LCA e 10 sujeitos controle em diferentes atividades, dentre elas o andar. Observaram que, durante esta atividade, houve um aumento do momento extensor (aumento do momento flexor interno) durante a fase de apoio, causando primariamente uma diminuição da atividade elétrica dos músculos isquiotibiais. Este estudo relata a existência de um mecanismo de proteção que tende a anular a atividade do músculo quadríceps.

ANDRIACCHI (1990) formulou a hipótese de reprogramação do processo locomotor, da forma que, a experiência de um deslocamento excessivo, causa adaptação muscular a fim de impedir o deslocamento da tibia em relação ao fêmur e, assim, manter a estabilidade articular. Admite-se que o LCA possua receptores sensoriais que iniciam o mecanismo de proteção, para manter a estabilidade do joelho.

Em seus estudos, GRABINER e WEIKER (1993) defendem a não existência da relação entre os mecanismos proprioceptores da articulação, com os mecanismos reflexos musculares.

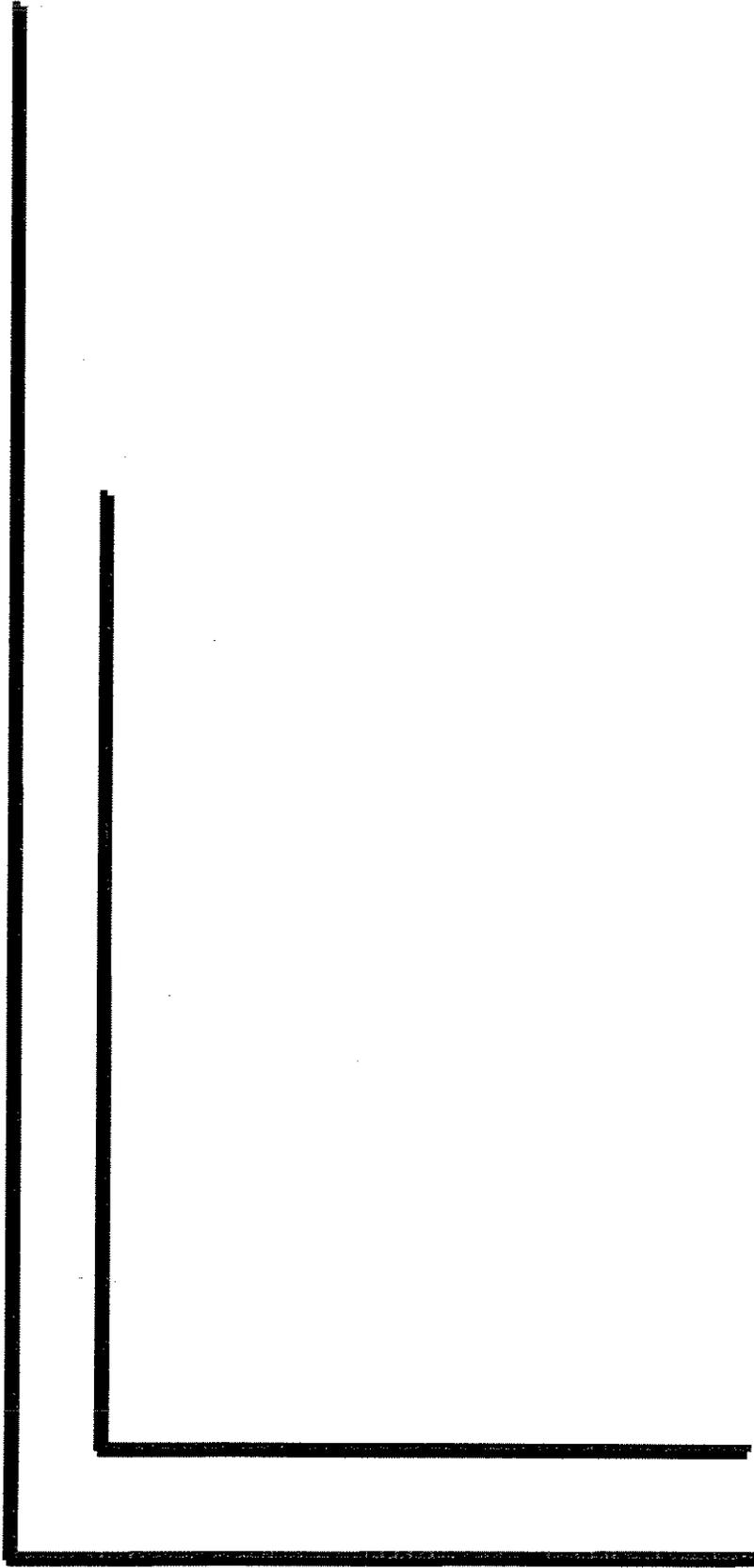
O objetivo do estudo realizado por OSTERNING et al. (1995) foi a excitação automática do movimento dos isquiotibiais durante a extensão isométrica do joelho, através da eletromiografia, constatando que a contração dos isquiotibiais, ocorre em resposta às condições submetidas a tensões no LCA, logo, não existe sinergia automática entre os isquiotibiais e este ligamento. Comparou-se indivíduos com lesão do LCA, e indivíduos sem lesão músculo-esquelética, mensurando a atividade elétrica muscular do músculo isquiotibial durante a extensão máxima. Constatou-se que entre os indivíduos lesados, o músculo isquiotibial apresentou considerável atividade, durante a extensão máxima,

gerando uma atividade eletromiográfica 15% a 40% da gerada pelo músculo isquiotibial durante a flexão. Todos os indivíduos, após a reconstrução ligamentar, apresentaram valores semelhantes. Os autores questionam a probabilidade de indivíduos submetidos à reconstrução, sofrerem a desnervação do ligamento no trauma, ou na cirurgia, reduzindo assim a atividade aferente. Isto sugere, que a perda da inervação do ligamento, pode ser devido ao trauma, ou ao procedimento cirúrgico, podendo ser seguida pela perda da atividade eferente e conseqüente perda do controle motor.

TORRY et al. (2000) afirma que alguns autores demonstraram a presença de mecanorreceptores na cápsula articular, influenciando a função do quadríceps pela injeção de fluidos intra-articular no joelho. Esses estudos referem-se a redução do reflexo de Hoffman no quadríceps, promovendo o mecanismo de proteção-quadríceps avoidance ou nulo.

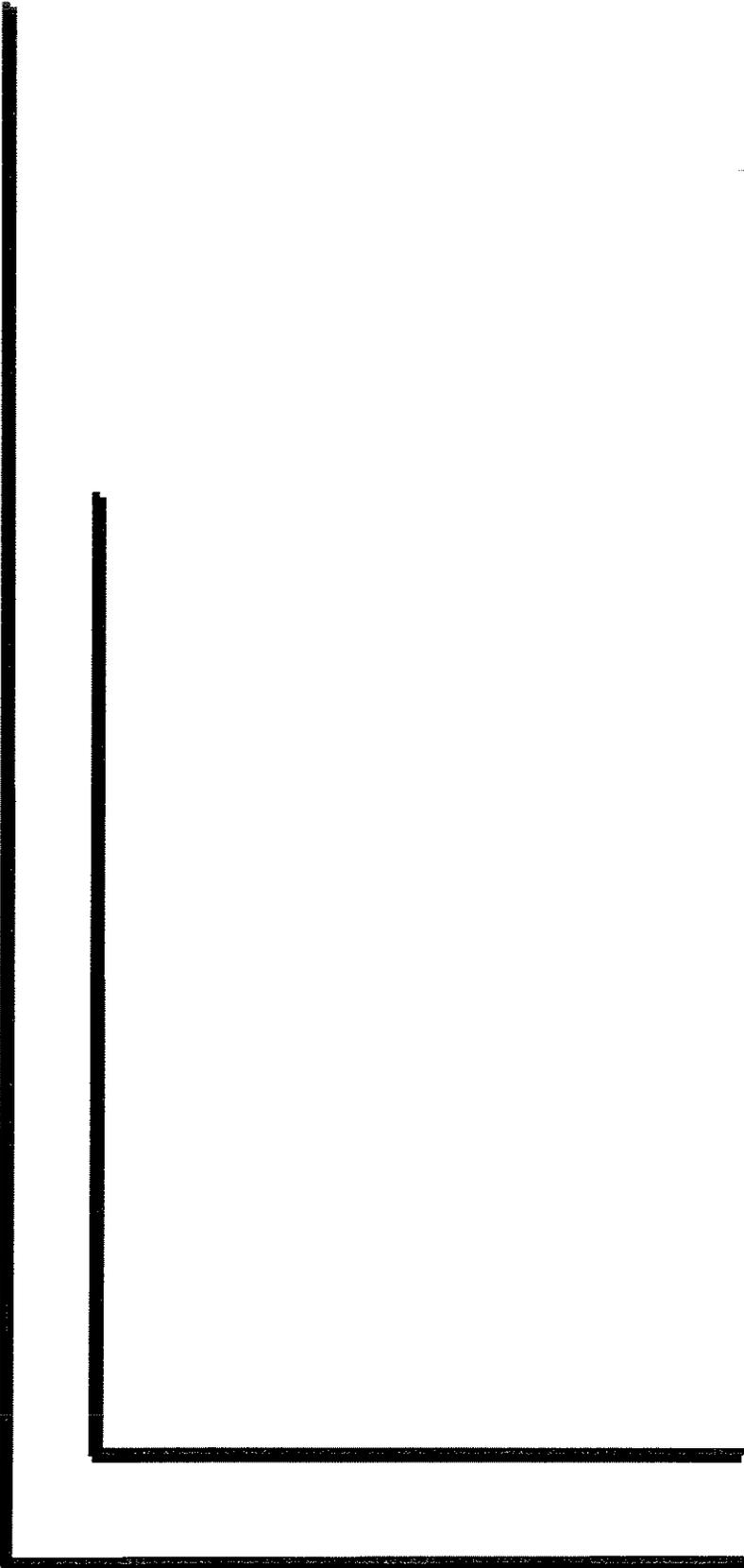
De acordo com CORRIGAN et al. (1992), a hipotrofia quadriciptal após o déficit no LCA, é atribuída ao possível mecanismo adaptativo, para induzir o aumento proprioceptivo nesta articulação pela atividade dos músculos isquiotibiais. Em relação à performance neuromuscular, foram avaliados quarenta indivíduos sem lesão no ligamento cruzado anterior (grupo controle) e, cem com a lesão, ambos documentados via artroscópica. Conclui-se, que as diferenças significativas existem entre as extremidades com o LCA normal e o lesado. Com relação à seqüência do recrutamento muscular, a nível espinhal e cortical, em resposta à translação anterior da tibia, o tempo de muitas respostas musculares à translação anterior da tibia no ligamento lesado, é retardado e, tanto o tempo da resposta muscular, como a seqüência de recrutamento, é alterada de acordo com o maior tempo de lesão, e a ordem de recrutamento e tempo muscular nestes indivíduos, afetam diretamente a atividade física, a performance funcional subjetiva e dinâmica da translação anterior da tibia.

Evidencia-se, através da literatura, que há compensações resultantes da lesão do LCA, denominados mecanismos de proteção. Porém, quais são as compensações funcionais e quando ocorrem ainda não é um consenso entre a comunidade científica.



2-OBJETIVOS

O objetivo desse estudo foi identificar as alterações biomecânicas e adaptações funcionais de indivíduos com a lesão do LCA na fase de apoio da atividade locomotora andar, através da variação angular, potência e momento das articulações do quadril, joelho e tornozelo.



***3- REVISÃO DA
LITERATURA***

3.1-CONSIDERAÇÕES E TERMINOLOGIA SOBRE A LOCOMOÇÃO HUMANA

No processo evolutivo da espécie humana, desde os primatas primitivos até os Homo Sapiens, três características definem o homem como ser superior: o desenvolvimento da cortical cerebral, o que nos dá a inteligência; a presença de cordas vocais que nos possibilita a comunicação através da fala; e o aspecto e função do pé, diretamente associados a nossa peculiar capacidade de locomoção, a marcha. Em milhões de anos, nossos ancestrais foram então abandonando a marcha quadrúpede, lenta, cansativa, com alto gasto de energia, e buscando uma forma de locomoção mais rápida, com menos gasto de energia, individualizando os membros inferiores para a locomoção e libertando os membros superiores para as atividades de alimentação e sobrevivência. Há achados do Homo Erectus, na África e Europa, da época do Pleistoceno ao redor de 1,5 milhão a 400.000 anos atrás mostrando, através da forma de seu esqueleto, o bipedalismo e a postura ereta. Não há dúvida de que as maiores transformações evolutivas ocorreram no pé, que foi deixando de ser um órgão auxiliar da mão, mole, musculoso, como primeiro raio divergente e móvel para propiciar a capacidade de preensão, para tornar-se um segmento do esqueleto progressivamente mais rígido, no qual passaram a predominar estruturas de sustentação, como ligamentos, fâscia plantar e tendões, ao lado de mudanças estruturais como o paralelismo progressivo do primeiro raio e o aparecimento de seus arcos longitudinal e transversal. Finalmente, em alguma época entre 400.000 e 300.000 anos, surgiu nossa espécie, o Homo Sapiens, totalmente estruturado para a marcha bipodal, a postura ereta e a capacidade ímpar da inteligência e da fala.

Antes de falar da locomoção do corpo, deve-se considerar a postura ereta, seus princípios e forças atuantes. Não esquecendo que o corpo humano, do ponto de vista da física, deve ser considerado como uma massa sujeita a ação das leis da gravidade. Essa massa total do corpo pode ser concentrada em um único ponto, seu centro de gravidade, localizado imediatamente à frente da segunda vértebra sacral, e atraído ao centro da terra pela força da gravidade. Na posição em pé, a força da gravidade tende a exercer acelerações rotacionais e de translação nas múltiplas articulações que suportam o peso do corpo entre a cabeça e o solo, que deverão ser neutralizadas para que se mantenha o equilíbrio.

A fim de manter uma condição perfeita de equilíbrio a linha de gravidade deve passar:

- a - através do centro de gravidade individual de cada articulação;
- b - no perfeito eixo de movimento das articulações;
- c - dentro da área de suporte dos pés contra o solo

Contudo, na posição ereta, a linha de gravidade apenas se aproxima dessas condições e, como consequência, a força gravitacional gerará componente rotatório que deverão ser neutralizados por estruturas ligamentares e forças musculares para que o equilíbrio seja mantido. A linha de gravidade se eleva da base de suporte, delimitada pelas bordas laterais de ambos os pés, e passa anteriormente as articulações do tornozelo e joelho, posteriormente a articulação do quadril até o centro de gravidade do corpo à frente de S2, toca a junção lombossacra, segue posterior aos corpos vertebrais lombares até intersectar a junção toracolombar; segue proximalmente anterior aos corpos vertebrais torácicos, toca a junção cervicotorácica, segue posterior aos corpos vertebrais cervicais até tocar por último a junção occipitocervical. Na posição em pé normal, a linha de gravidade deve cair sempre dentro da base de suporte delimitada pelos dois pés, que poderá ser alargada para propiciar maior equilíbrio com o afastamento dos pés, ou diminuída, como quando se tenta o equilíbrio sobre apenas um pé e desvia-se o centro de gravidade levemente para o mesmo lado, a fim de se restabelecer o equilíbrio (HEBERT e XAVIER, 2003).

A locomoção, uma característica dos animais, é o processo pelo qual o animal se move de uma posição geográfica para outra. A locomoção inclui início, parada, mudança na velocidade, alterações na direção e adaptações para as mudanças da inclinação do terreno. Esses eventos, contudo, são atividades transitórias sobrepostas a um padrão básico. Nos animais que andam e correm, esse padrão pode ser definido como um deslocamento rétnico das partes do corpo, que mantêm o animal em progresso constante para frente.

O domínio da locomoção bípede na posição ereta é ocorrência prolongada e parece ser uma combinação de extinto e aprendido. Se a marcha for uma atividade aprendida, não é de surpreender que cada um de nós apresente certas peculiaridades pessoais sobrepostas ao padrão básico da locomoção bípede. Os antropólogos estudaram as

diferenças raciais e mediram as variações entre as partes do esqueleto. Os anatomistas têm consciência da presença de variações individuais.

Os movimentos paralelos ao plano de progressão são grandes, e as variações individuais relacionadas com as amplitudes dos deslocamentos angulares totais são relativamente pequenas; estes pequenos movimentos ocorrem em planos mais próximos ao plano coronal e transversal do corpo, e nele, a variação individual é muita maior. Além disso, quando as localizações de lixos de movimento são determinadas e as amplitudes de movimento são repetidas nos cadáveres e nos vivos, revelam-se marcantes diferenças individuais. As diferenças nesses pequenos movimentos manifestam-se, em cada um de nós, como modo próprio de andar.

Há uma hipótese, de fácil formulação, que parece explicar a maioria das observações, inclusive o comportamento peculiar dos principais segmentos do corpo durante a marcha. Por essa hipótese, o corpo humano integraria os movimentos dos vários segmentos e controlaria a atividade muscular, de modo que a energia metabólica requerida para percorrer uma determinada distância seja mínima. (ROSE e GAMBLE, 1998).

AMADIO e DUARTE (1996) afirmam que o andar e o correr são comportamentos motores compostos por movimentos integrados e complexos do segmento do corpo humano. São formas de locomoção tipicamente cíclicas, permitindo assim, que se estabeleçam critérios objetivos pra distinção entre estrutura de movimentos normais e anormais.

3.1.1-Processo da marcha

A complexa análise do movimento necessita de interpretação simultânea de variáveis oriundas de diversos métodos de mensuração qualitativa e quantitativa, de forma a abranger toda a complexidade do movimento humano (AMADIO e DUARTE, 1996).

Segundo HEBERT e XAVIER (2003), pode-se definir marcha como sendo o conjunto de movimentos rítmicos e alternados do tronco e extremidade visando a locomoção do corpo (ou seu centro de gravidade). WINTER (1979) afirma que o termo marcha é inespecífico e sua conotação é de um padrão cíclico de movimentos corporais que se repete indefinidamente a cada passo. Conseqüentemente as descrições de marcha em

geral, tratam do que acontece no curso de apenas um ciclo, supondo-se que os ciclos sucessivos são todos iguais. Embora essa suposição não seja totalmente verdadeira, é uma aproximação razoável.

A marcha humana é um processo de locomoção no qual o corpo ereto e em movimento é apoiado primeiro por uma das pernas e depois pela outra. Conforme o corpo em movimento passa para a perna de apoio, a outra balança para frente, preparando-se para a próxima fase de apoio. Um dos pés está sempre no chão e, durante o período em que o apoio é transferido da perna apoiada para a perna que avança, há um breve momento em que os dois pés ficam no chão. Conforme o indivíduo anda mais depressa, esses períodos de duplo apoio transformam-se em frações cada vez menores do ciclo da marcha, até que finalmente quando a pessoa começa a correr, desaparecem no conjunto e são substituídos por breves períodos em que nenhum dos pés está no solo, o duplo balanço (WINTER, 1979).

No ato de andar, existem dois requisitos básicos:

- 1 - Forças contínuas de reação do solo que apóiam o corpo
- 2 - Movimento periódico de cada um dos pés de uma posição de apoio para a seguinte, na direção de progressão. Esses elementos são necessários para qualquer forma de marcha bípede, não importando o quanto sejam distorcidos por incapacidades físicas.

Estes dois requisitos básicos da marcha originam movimentos corporais específicos, universalmente observados durante a locomoção. Conforme o corpo passa para o membro que apóia o peso, ocorrem três desvios diferentes a partir da progressão uniforme em linha reta. A cada passo, a velocidade corporal aumenta e diminui ligeiramente, o corpo se eleva e cai alguns centímetros e oscila ligeiramente de um lado para o outro. Esses movimentos estão relacionados entre si, de modo sistemático (ROSE e GAMBLE, 1998).

3.1.2-Deslocamentos do corpo durante a marcha

Durante a marcha em velocidade moderada, ocorrem movimentos sincrônicos em quase todas as partes importantes do corpo. O centro da massa (CM) de qualquer corpo (um ponto tal que ao ser atravessado por qualquer plano, os momentos de massa de um lado

do plano são iguais aos momentos de massa do outro) durante a marcha, ainda que não permaneça em posição absolutamente fixa, tende a continuar dentro da pelve.

WINTER (1979) utilizou várias técnicas para calcular o CM nos três planos, e constatou que o deslocamento vertical no sexo masculino é de aproximadamente 1.7 cm enquanto o feminino é de aproximadamente 1.2 cm. O deslocamento lateral no sexo masculino foi de aproximadamente 2 cm e no sexo feminino aproximadamente 1.5 cm.

Na marcha normal no plano, o centro de massa descreve uma curva sinusóide suave (FIGURA 1), quando projetada no plano de progressão. O deslocamento vertical do homem adulto normal é, tipicamente, cerca de 5cm, nas velocidades usuais de marcha. Os vértices dessas oscilações aparecem aproximadamente no meio da fase de apoio (pé no solo). O membro oposto nesse momento está na metade da fase de balanço. O centro de massa desce para o nível mais baixo durante a metade da fase de duplo apoio, e também é deslocado lateralmente o plano horizontal. Se o deslocamento vertical e lateral for considerado como ondas senoidais puras, sendo a frequência dos deslocamentos verticais precisamente o dobro da dos deslocamentos laterais, e atingindo o pico ao mesmo tempo, a curva de deslocamento do centro de massa, projetada em um plano em ângulos retos com a linha de progressão, tem forma de “U”. Em velocidade maior de marcha, sua situação é aproximada; em menor velocidade, contudo, o pico da curva para o deslocamento vertical é atingido ligeiramente antes do pico do deslocamento lateral. Isso faz com que a curva do movimento do CM, projetada em plano coronal (plano vertical em ângulo reto com a linha de progressão) se assemelhe a um “8” destorcido.

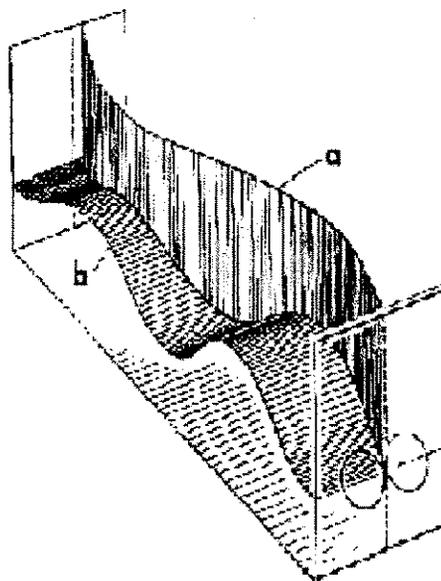


FIGURA 1-Deslocamentos do Centro de Massa em dois planos espaciais, durante uma passada simples (ciclo). a- Deslocamento lateral em um plano horizontal; b- deslocamento vertical, adaptado de INMAN et al., 1981.

Na marcha do plano, a pelve gira em torno de um eixo vertical alternadamente para a direita e para a esquerda, com relação à linha de progressão. Em um indivíduo normal, com a cadência e passos usuais, a negatividade dessa rotação é de aproximadamente 4° para cada lado do eixo central, ou seja, um total aproximadamente de 8° , em geral este valor aumenta com a velocidade. Os efeitos da rotação pélvica são o leve aplanamento do arco da trajetória do centro de massa no andar de pernas de compasso, pela elevação das extremidades do arco. Dessa forma, a intensidade do impacto no solo fica reduzida, assim, a força necessária para mudar a direção do CM no arco sucessivo de translação é menor, e o deslocamento angular no quadril em flexão e extensão fica reduzido.

Na marcha normal, a pelve inclina-se para baixo, no plano coronal do lado oposto ao do membro de apoio (“Trendelenburg positivo”). Em velocidades moderadas, o deslocamento angular alternado é cerca de 5° . O deslocamento ocorre na articulação do quadril, produzindo uma adução relativa do membro de apoio e abdução relativa do outro membro, que está em balanço. Para permitir a obliquidade pélvica, a articulação do joelho

do membro que não apóia o peso deve fletir, proporcionando a passagem do membro em balanço. Conforme a inclinação lateral ocorre, durante a passagem do corpo sobre o membro em apoio, o centro de massa abaixa. Assim, o vértice do arco abaixa, achatando ainda mais a trajetória; a inclinação pélvica contribui para a efetividade do mecanismo de abdução do quadril (músculos abdutores e tracto iliotibial).

Durante o período de apoio, que ocupa cerca de 62% do ciclo, o joelho primeiro se estende, a seguir flexiona e novamente se estende, antes da sua flexão final. Durante o início e o final da fase de apoio a flexão do joelho contribui para a suavização das alterações bruscas nas intersecções dos arcos da trajetória do CM.

Esses três elementos da marcha: rotação pélvica, obliquidade pélvica e flexão do joelho durante a fase inicial do posicionamento do pé; atuam no sentido, aplanando o arco através do qual o centro de massa do corpo se desloca. O primeiro elemento, a rotação pélvica, eleva as extremidades do arco, e o segundo e o terceiro, a obliquidade pélvica e a flexão do joelho, abaixam o vértice. O efeito final é a passagem do centro de massa através de uma trajetória em segmento de círculo, cujo raio é aproximadamente 2.2 vezes maior que o comprimento do MI (membro inferior). Estes três elementos atuam para diminuir a magnitude do deslocamento vertical do CM do corpo. O pé possibilita que a trajetória do joelho permaneça relativamente horizontal durante toda a fase de apoio. Isso, por sua vez, permite que a flexão inicial do joelho seja mais efetiva na suavização da trajetória do quadril.

O deslocamento lateral pode aumentar com a marcha dos pés mais separados e, diminuir se os pés forem mantidos próximos ao plano de progressão. Observa-se facilmente a rotação do tórax e dos ombros durante a marcha, e em velocidades moderadas estas rotações ficam em fase alternada de aproximadamente 180°, com a rotação pélvica. Há rotação oposta da pelve em comparação com os ombros, parece proporcional um efeito de balanço, que suaviza a progressão do corpo como um todo para frente. Sua supressão leva à incapacidade de progredir em linha reta, em altas velocidades de marcha, e aumenta o gasto de energia por meio de maior esforço muscular.

Ao contrário dos ombros, as rotações da coxa e da perna estão em fase com a rotação pélvica; a perna gira, em média três vezes mais que a pelve no plano transversal. Em geral, a pelve, a coxa e a perna começam a girar internamente, em direção ao membro

de apoio, no início da fase de balanço. Esta rotação continua durante a fase de duplo apoio e médio apoio, quando há uma mudança brusca e a perna inicia a rotação externa que persiste até o início da sua fase de balanço.

Durante a fase de balanço na marcha, os segmentos do membro inferior ficam livres no espaço e podem rodar internamente sem restrições durante a fase de apoio, quando o pé fica no solo, ocorre a rotação externa da perna, pois mecanismos do tornozelo e do pé permitem esta rotação, enquanto o pé fica estacionário. O tornozelo e as articulações subtalares têm graus variáveis de absorção de rotações transversais da perna durante a fase de apoio da marcha. A capacidade do tornozelo de participar da absorção das rotações da perna depende da obliquidade do lixo do tornozelo e da amplitude de flexão e extensão utilizadas.

No entanto, prestando atenção no pé durante toda a fase de apoio, pode-se observar que após o toque do calcanhar, o pé gira medialmente em extensão variável, antes de ficar plano no chão. Conforme o pé recebe a carga, observa-se a pronação. Quando o calcanhar é elevado sofre uma rápida, porém leve inversão, conforme o pé entra em supinação. Este movimento ocorre devido à articulação subtalar, e é indicativo das estações horizontais da perna (ROSE e GAMBLE, 1998).

HEBERT e XAVIER (2003) descreveram que as únicas forças capazes de produzir movimentos no corpo humano são a força da gravidade e a contração muscular. Os músculos propiciam toda a força necessária para manter a postura ereta, iniciar a propulsão e manter a uniformidade da marcha. Os diferentes grupos musculares podem exercer sua função de três maneiras: por contração excêntrica, concêntrica ou isométrica. A contração excêntrica significa atividade muscular com alongamento da fibra sob tensão, implicando quase sempre em absorção de impacto. Contração concêntrica significa encurtamento da fibra sob tensão, visando aceleração. Na contração isométrica não há alteração no comprimento da fibra do músculo sob tensão, ocorrendo principalmente na musculatura estabilizadora da postura ereta.

3.2-A CINEMÁTICA DA MARCHA NORMAL

A marcha humana bípede foi descrita por muitos autores por meio de analogias simples, tornando mais compreensível um fenômeno complexo. O padrão de movimento dos membros inferiores foi comparado ao pedalar, a ação do pêndulo e à queda controlada.

Um conceito importante a ser compreendido é que a passagem suave do centro de massa do corpo é essencial para a marcha eficiente (INMAN et al., 1981). A elevação do centro de massa, começa no início do apoio simples, durante a fase de desaceleração anterior. Quando o centro de massa atinge a sua maior altura (aproximadamente 30% do ciclo da marcha), a energia potencial é máxima e a energia cinética é mínima. Essa relação recíproca entre energia potencial e cinética é mantida, mas a ordem se inverte durante o duplo apoio, no qual a energia cinética é máxima e a potencial está ao nível mínimo.

A cinemática é um termo utilizado para descrever o movimento, independente de forças internas ou externas causarem o movimento; pois a marcha é um evento repetitivo, onde um ciclo é usado para descrever o movimento. A cinemática da marcha tem sido estudada por vários “grupos” e tem sido quantificada por meio de inúmeras técnicas de mensuração (WINTER, 1979). Ela analisa e descreve os movimentos que ocorrem em uma determinada articulação, em seus três planos, de uma maneira essencialmente descritiva e não relacionada à causa do movimento.

De acordo com a primeira Lei de Newton, um corpo permanece em repouso ou em equilíbrio a menos que uma força externa haja sobre este corpo. Imaginando um corpo humano parado em postura ereta, com apoio bipedal, a única parte do corpo que pode gerar uma força é o pé, em contato com o solo. Terceira Lei de Newton diz que a toda força de ação ocorre uma força de reação de mesma intensidade e sentido contrário. O pé então exerce uma força plantar gerada pela contração dos músculos gastrocnêmio e sóleo, empurrando o chão pra trás e recebe uma força contrária e de mesma intensidade (reação do solo) impulsionando o corpo para frente. Inicia-se então o ciclo da marcha (HEBERT e XAVIER, 2003).

ROSE e GAMBLE (1998) descreveram a locomoção humana e animal em três estágios distintos:

- 1 – estágio de desenvolvimento (do repouso até certa velocidade)

2 – estágio rítmico (determina velocidade média constante)

3 – estágio de declínio (retorno para repouso)

A maior parte das pesquisas concentra-se no estágio rítmico de marcha em velocidade livre. Um ciclo da marcha é definido sobre um intervalo de tempo durante o qual uma seqüência de eventos sucessivos e regulares se completa (ROSE e GAMBLE, 1998). Segundo HEBERT e XAVIER (2003), o ciclo define-se como período que ocorre entre o toque do calcanhar de uma extremidade e o subsequente toque de calcanhar da mesma extremidade.

O ciclo completo do andar é determinado por dois contatos consecutivos do mesmo calcanhar no solo. A distância percorrida entre esses intervalos é chamada de passada e o intervalo de tempo entre o contato inicial do calcanhar e a perda do contato deste mesmo calcanhar com o solo é a duração da fase de apoio (ALLARD et al., 1985).

Para o ciclo do andar podemos destacar alguns parâmetros que podem ser analisados com base na cinemática (ZATSIORSKY et al., 1994):

- A – cadência: é o número de passos por unidade de tempo, expressa como passos mínimos, a cadência natural ou livre é a cadência que o sujeito obtém quando são dadas instruções para andar mais livre ou naturalmente possível. HEBERT e XAVIER (2003) afirmam que a cadência normal humana é de 110 a 115 passos/min, enquanto MAGEE (1987), determina como sendo 90 a 120 passos/min;
- B – comprimento da passada: é a distância horizontal que foi percorrida durante uma passada. Segundo MAGEE (1987), corresponde de 70 a 82 cm;
- C – comprimento do passo: é a distância horizontal percorrida durante um passo. De acordo com MAGEE (1987), equivale de 35 a 41 cm;
- D – razão apoio/ balanço: é a razão entre o período de apoio e período de balanço;
- E – velocidade da marcha: é a velocidade média horizontal do corpo ao longo do plano de progressão medido durante uma ou mais passadas;

F – período da passada: é medido a partir do contato do calcanhar do primeiro apoio até o segundo contato do calcanhar deste mesmo apoio e é dado em segundos;

G – período do passo: também é dado em segundos e é medido do intervalo entre o contato inicial de um pé até o contato inicial do outro pé;

H – “base” do andar: é a distância entre ambos os pés durante o duplo apoio e o apoio simples. Segundo MAGEE (1987), apresenta a variação de 5 a 10 cm;

I- passo: compreende o intervalo entre o contato inicial de um pé até o contato inicial do outro pé.

Não existe uma terminologia universal brasileira para descrição da marcha. Usaremos a terminologia de ROSE e GAMBLE (1998), e HEBERT e XAVIER (2003), onde durante a marcha em velocidade livre (auto selecionada), um ciclo com eventos repetitivos vem sendo constantemente observados, e são:

1 – toque do pé;

2 – desprendimento do pé.

Tendo em vista que os membros são dois, os totais de eventos são quatro: toque do pé (T.P.), desprendimento do pé oposto (D.P.O), toque do pé oposto (T.P.O), e desprendimento do pé (D.P.). Tipicamente, o contato inicial do pé é feito com o calcanhar, após isso, todo o ciclo se repete, com o segundo toque do pé (FIGURA 2). As duas fases (apoio e balanço) e a maior parte dos períodos do ciclo básico do andar, podem ser descritos referindo-se a esses eventos repetitivos básicos. Atualmente, por convenção comumente aceita, descreve-se o ciclo em porcentagem, ao invés de tempo decorrido, pois observamos que os eventos ocorrem em seqüência bastante similar e são independentes do tempo, permitindo assim, a normalização dos dados por inúmeros indivíduos. Portanto o toque inicial do pé é designado como 0% e o segundo toque do mesmo pé é 100% (0-100%).

As fases do ciclo básico da marcha são simples: a fase de apoio é definida como a porcentagem do ciclo em que o pé está em contato com o solo, é a fase de balanço, pelo tempo em que o pé está no ar. Os quatro eventos básicos do andar definem essas fases são a

fase de apoio compreende o período entre o toque do pé (0%) e o desprendimento dos dedos (62%); a fase de balanço ocorre entre o desprendimento dos dedos (62%) e o segundo (ipsilateral) toque do pé (100%).

As principais subdivisões do ciclo/fases descrevem as transições que devem ocorrer enquanto o centro de massa do corpo passa sobre os membros oscilantes. A fase de apoio comumente é dividida em três períodos:

- 1 – Duplo apoio inicial (toque do pé- desprendimento do pé oposto);
- 2 – Apoio simples (desprendimento do pé- toque do pé contralateral);
- 3 – Segundo duplo apoio (toque do pé contralateral- desprendimento do pé)
(ROSE e GAMBLE, 1998).

HEBERT e XAVIER (2003) afirmam que para uma marcha normal a fase de apoio deve permitir três requisitos fundamentais: estabilidade monopodal com postura ereta, avanço do corpo sobre um pé apoiado e preparo para a fase de balanço. Sendo dividida em subfases:

- 1 - Contato inicial (“toque de calcâneo”): é o momento quando o pé toca o solo através do calcâneo, e ocorre no ponto 0% do ciclo. Em marchas com padrão patológico, o contato inicial pode ocorrer com regiões do pé que não o calcâneo;
- 2 - Reação do solo (“pé apoiado”): ocorre no ponto 7% do ciclo e tem por funções principais a absorção de impacto e a adaptação ao solo;
- 3 - Médio apoio: ocorre no ponto 25% do ciclo; período de suporte simples durante o qual o centro de gravidade do corpo progride sobre um pé apoiado;
- 4 - Apoio terminal (“saída do calcâneo”): ocorre no ponto ao redor de 43% do ciclo quando a progressão do centro de gravidade atinge a região das articulações metatarsofalângicas e o calcâneo começa a se elevar do solo;
- 5 - Pré-balanço (“saída dos dedos”): ocorre ao redor dos 60% do ciclo, com o corpo sendo impulsionado para frente.

A fase de balanço também pode ser subdividida em três períodos:

- 1 - Balanço inicial (desprendimento do pé até a passagem do pé): levantamento do membro inferior do solo e início do avanço da coxa buscando a propulsão para frente, como uma aceleração;
- 2 - Balanço médio (passagem do pé até a perna vertical): a extremidade em balanço está passando diretamente sob o corpo e deve ser suficientemente encurtado para que o pé não toque o solo, às custas de uma maior flexão no quadril;
- 3 - Balanço terminal (desaceleração do membro): ocorre o avanço continuado da tibia buscando a extensão total do joelho, determinando o comprimento do passo. Há desaceleração da coxa e manutenção da posição do pé, preparando-se para o contato inicial do calcâneo (FIGURA 2).

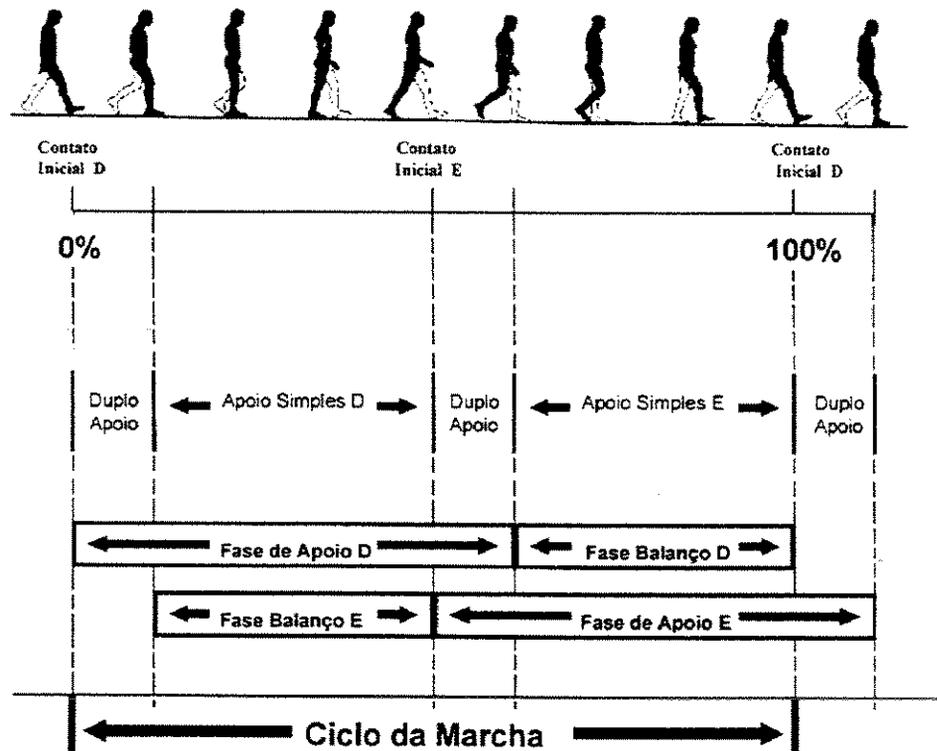


FIGURA 2-Ciclo da marcha, adaptado de INMAN et al., 1981.

De acordo com ROSE e GAMBLE (1998), um ciclo médio consiste da fase de apoio com 62% e de balanço com 38%. A fase de apoio pode ser mais bem subdividida em dois períodos de duplo apoio com cada parte durando aproximadamente 12% do ciclo. O toque do pé contralateral ocorre em aproximadamente 50% do ciclo da marcha nos indivíduos normais. O tempo de balanço é igual ao do apoio simples contralateral (FIGURA 2).

A TABELA1 representa o ciclo normal da marcha, relacionando o movimento articular e respectivas fases.

TABELA 1-Ciclo normal da marcha, adaptado de MAGEE, 1987.

	Balanço Inicial	Me dio Balanço	Balanço Terminal	Contato Inicial	Reação do solo	Médio Apoio	Apoio Terminal	Pré Balanço
Tronco	Ereto neutro	ereto neutro	ereto neutro	ereto neutro	ereto neutro	ereto neutro	ereto neutro	ereto neutro
Pelve	Posterior Rotação 5 graus	Neutra Rotação	Anterior Rotação 5 graus	Posterior (mantem-se) Rotação	Posterior (diminui) Rotação	Neutra Rotação	Posterior Rotação 5 graus	Posterior Rotação 5 graus
Quadril	Flexão 20 graus Neutro Rotação Abdução Adução	Flexão 20-30 graus Rotação Abdução Adução	Flexão 30 graus Rotação Abdução Adução	Flexão 30 graus Neutro Rotação Abdução Adução	Flexão 30 graus neutro rotação abdução Adução	Extensão para neutro Neutro Rotação Abdução Adução	Aparente hiper-extensão de 10 graus Neutro Rotação Abdução Adução	Neutro Extensão Rotação Abdução Adução
Joelho	Flexão 60 graus	Flexão de 60 a 30 graus	Extensão para 0 grau	Extensão Completa	Flexão 15 graus	Extensão para neutro	Extensão Completa	Flexão 35 graus
Tornozelo	Flexão plantar 10 graus	Neutro	Neutro	Calcâneo Neutro	Flexão plantar 15 graus	Da flexão plantar para 10 graus de dorsiflexão	Neutro com estabilização da tibia e saída do calcâneo para iniciar o contato do pé oposto	Flexão plantar 20 graus
Dedos do pé	Neutro	Neutro	Neutro	Neutro	Neutro	Neutro	Neutro na IF Extensão MF	Neutra IF Extensão

3.2.1-A influência da idade na marcha

A locomoção humana é um processo de aprendizado, e não se desenvolve como resultado de um reflexo nato. A seqüência natural dos eventos que ocorrem conseqüentes à maturidade neuromuscular e desenvolvimento das habilidades motoras são bastante conhecidos. A criança adquire a habilidade de sentar-se aproximadamente aos seis meses, de engatinhar aos nove meses, de deambular com apoio ao redor de um ano de vida, de andar sem apoio ao redor dos quinze meses e de correr aos dezoito meses. Na fase inicial de seu aprendizado da marcha, deambula com a base alargada, com hiperflexão dos joelhos e quadris, mantém os braços em abdução e os cotovelos em extensão. Passada a fase exploratória e de treinamento, progressivamente diminui sua base de apoio, os movimentos tornam-se mais suaves, o comprimento do passo e a velocidade de marcha aumentam, aparecem os movimentos recíprocos e sincronizados dos membros superiores e um padrão de marcha semelhante ao adulto. Este processo de aprendizado, treinamento e amadurecimento da habilidade de marcha terminam ao redor dos cinco aos sete anos de idade, embora alguns autores reconheçam que possa acontecer mais cedo (HEBERT e XAVIER, 2003).

Segundo MAGEE (1987), um estudo extenso sobre o amadurecimento da marcha foi realizado, onde o toque inicial do calcanhar, o balanço recíproco braço/perna e a onda inicial de flexão do joelho estão presentes na maioria das crianças normais aos dois anos de idade. Estipulando cinco determinantes essenciais para a maturidade da marcha:

- 1 – Duração do apoio simples;
- 2 – Velocidade da marcha;
- 3 – Cadência;
- 4 – Comprimento do passo;
- 5 – Proporção da largura da pelve com a distância entre os tornozelos.

A capacidade de andar parece depender principalmente do amadurecimento do sistema de controle motor; a mielinização é um elemento importante desse processo.

Esse mesmo estudo revelou também uma relação linear entre a idade e a velocidade da marcha entre um e sete anos. Mesmo que o padrão da naturalidade da marcha esteja bem estabelecido entre os três e os quatro anos de idade, as mudanças do crescimento

continuam até a puberdade. O aumento da estatura do corpo continua a influenciar as medidas de tempo/distância do comprimento do passo, da velocidade da marcha (aumenta) e a cadência (diminui). Os parâmetros tempo/distância estabilizam-se aos vinte anos e permanecem constantes durante a vida adulta.

3.2.2-Curvas de movimento

De acordo com KADABA et al. (1990), as medidas dos quatro principais segmentos corporais foram determinadas com a utilização de métodos cinematográficos. Na ocasião em que foram feitas as medidas, não se utilizaram os determinantes angulares de Euler (nos últimos quinze anos foram adotados no campo da biomecânica ortopédica, a fim de unificar a definição de rotação espacial finita; na seleção dos eixos é definido no segmento fixo e auto definido no segmento móvel).

As medidas do plano sagital provavelmente são as mais estudadas e reproduzidas com maior precisão:

A – inclinação pélvica anterior: os movimentos sagitais da pelve são controlados pela gravidade, pela inércia e pela ação dos músculos flexores e extensores do quadril. O centro de gravidade situa-se na pelve, quando o corpo está na posição anatômica (ereto), no entanto, as alterações posturais dinâmicas podem alterar a localização do centro de massa.

Assim:

A – Inclinação pélvica anterior: os movimentos sagitais da pelve são controlados pela gravidade, inércia e pela ação dos músculos flexores e extensores do quadril.

Assim:

1 – A inclinação pélvica oscila como o centro de massa do corpo;

2 – A curva é mais plana (máximo de horizontalização) no final do duplo apoio.

B – Flexão /Extensão do quadril: este movimento pode ser observado como uma curva sinusóide simples.

Assim:

- 1 – A flexão máxima do quadril ocorre no balanço terminal, seguido por ligeira extensão. Os músculos extensores do quadril desaceleram a coxa e diminuem a flexão nesta articulação, na preparação para a transferência do peso;
 - 2 – A extensão máxima ocorre no momento do toque do pé oposto.
- C – Flexão/Extensão do joelho: o movimento sagital medido na intersecção dos segmentos da coxa e da perna é conhecido como curva de flexão e de extensão do joelho.

Assim:

- 1 – Onda de flexão: atua na absorção de choque;
 - 2 – Segunda onda de flexão: ocorre na liberação do pé.
- D – Flexão Dorsal/Plantar do Tornozelo: esta é a curva sagital mais complexa e pode ser dividida em quatro segmentos funcionais distintos: O primeiro segmento ocorre entre o toque do pé e o desprendimento do pé oposto; o segundo segmento ocorre durante o apoio simples; o terceiro segmento é contínuo ao toque do pé oposto e termina com o desprendimento do pé; o quarto segmento é uma rápida flexão dorsal do tornozelo.

Assim:

- 1 – O contato total do pé ocorre no duplo apoio inicial;
- 2 – No apoio simples ocorrem, em seqüência, a flexão dorsal progressiva e a reversão deste movimento para a flexão plantar;
- 3 – O segundo duplo apoio termina no desprendimento do pé e é passivo com relação aos músculos flexores plantares;
- 4 – O encurtamento do membro para liberação do pé começa no desprendimento do pé e atinge o máximo, quando o tornozelo em balanço ultrapassa o tornozelo em apoio.

3.3-BIOMECÂNICA DA LOCOMOÇÃO HUMANA

3.3.1-Considerações biodinâmicas da marcha humana

Os movimentos de locomoção são altamente variáveis, não somente entre indivíduos, mas para um mesmo indivíduo a diferentes velocidades e de apoio para apoio.

Embora duas pessoas não possam se locomover de maneira idêntica, existem certas características na locomoção que permitem uma padronização do movimento. Durante o caminhar há sempre pelo menos um pé no solo, e por um breve período de cada ciclo ambos os pés estão no solo; o caminhar pode ser caracterizado como uma seqüência alternada de suportes simples e duplo (SILVEIRA et al, 1997).

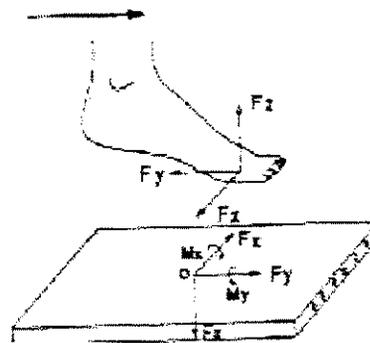


FIGURA 3-Forças de reação do solo - Componentes de F_x , F_y , F_z , M_x , M_y e M_z , adaptado de SILVEIRA et al., 1997.

Para a descrição do comportamento das variáveis dinâmicas durante a marcha, utiliza-se a medida da força de reação de solo, (FRS). Esta representa o total líquido de todas as forças musculares e gravitacionais atuando em cada instante (FIGURA 3), durante a fase de apoio (WINTER, 1991).

Verifica-se que os valores destas forças registrados serão alterados em função da velocidade de deslocamento. À medida que aumenta a velocidade, os valores dos picos de força também aumentam, com isso, tem-se diferentes padrões de força vertical para diferentes velocidades. BRUNIERA (1994) demonstrou que o pico de forças, no andar, alcançam valores que variam de 0.5 a 1.25 vezes o peso corporal.

ANDRIACHI et al. (1977) realizaram interessante estudo em indivíduos com patologias na articulação do joelho, relacionando a velocidade de marcha com parâmetros tempo/distância e FRS. Isto permite indicar em gráficos, indivíduos normais e patológicos, bem como pré e pós-operatórios. Em gráficos de comprimento de passo x velocidade,

tempo de suporte x velocidade e tempo de balanço x velocidade, pode-se indicar nitidamente patamares de indivíduos normais, pré e pós-operatórios.

3.3.2-Força articular e momento de força muscular

As forças externas são aquelas provenientes de corpos externos ao sistema, como, por exemplo, a força de reação do solo, acima citada, e a força da gravidade. Portanto, o que determina se uma força é interna ou externa a um sistema, é se esta força é exercida por um corpo interno ou externo, que pertence ou não ao sistema previamente definido.

Para se manter em equilíbrio estático ou dinâmico e realizar movimentos, o corpo humano necessita acionar seu sistema motor. Este é constituído por estruturas ou elementos ativos, responsáveis diretamente pela propulsão deste aparelho, e de elementos passivos. Os elementos ativos (músculos) produzem as forças internas e os elementos passivos (tendões, ligamentos, ossos, articulações) são submetidos a essas forças. As forças externas atuam em ambos elementos.

O desenvolvimento de modelos para a análise do movimento, particularmente da sobrecarga articular nos movimentos, requerem uma adaptação do sistema anatômico através de investigações comparativas com dependência às suas funções em relação ao segmento analisado. Com base nesta relação, determina-se o momento de força muscular e também se calcula a força articular sendo que, o conceito genérico suporta base teórica que o “momento das forças externas” é compensado através do “momento das forças internas”. Assim podemos usar a sistematização das equações de análise do movimento, representadas pelo princípio da dinâmica inversa determinando a conservação mecânica de movimento. A força articular transferida da articulação distal para a proximal será, portanto determinada por:

$$\sum \text{forças externas} + \sum \text{forças musculares} + \sum \text{forças de ligamentos} = \text{forças articulares}$$

Os padrões do momento de força do joelho durante o andar nas cadências naturais, lenta e rápida permanecem constantes, mas na cadência rápida apresenta-se com maior intensidade. No toque do calcanhar o joelho apresenta um momento flexor, e

rapidamente se inicia uma atividade extensora (4% da passada) para absorver energia e controlar a flexão do joelho (até 15% da passada). Entre 30% e 50% do apoio, o momento do joelho começa a flexionar levemente e isto é mantido devido à ação do músculo gastrocnêmico, no entanto, os músculos do joelho tornam-se extensores no final do apoio. Ao final do balanço há um momento flexor do joelho devido à ação dos músculos isquiotibiais para desacelerar a perna de balanço (WINTER, 1991).

3.4-CARACTERÍSTICAS ANATÔMICAS E FUNCIONAIS DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO HUMANO

O joelho é uma articulação sinovial complexa formada por três ossos (fêmur, tíbia e patela), dois graus de liberdade de movimento e três superfícies articulares: a articulação tibiofemoral medial, tibiofemoral lateral e patelofemoral, que estão encerradas em uma cápsula articular comum. Não existe encaixe ósseo, as porções convexas do fêmur articulam-se com porções planas, ou quase planas, sobre a tíbia (FIGURA 4). Apesar dos meniscos a estabilidade óssea é precária e as extremidades ósseas são por isso aumentadas ao máximo, para constituir um assentamento mais amplo. Este alargamento tanto transversal quanto ântero-posterior (patela anteriormente e côndilos posteriormente), corresponde também à necessidade de um mínimo braço de alavanca para a musculatura. Assim, o joelho está situado entre a articulação do quadril e do tornozelo, contribuindo com ambas articulações, em “cadeia cinética fechada”, quando suporta o peso corporal, e em “cadeia cinética aberta”, promovendo mobilidade. Seu alinhamento e estabilidade dependem invariavelmente do arranjo, de cápsulas, ligamentos, menisco e estruturas musculotendinosas (NORKIN e LEVANGIE, 1992).

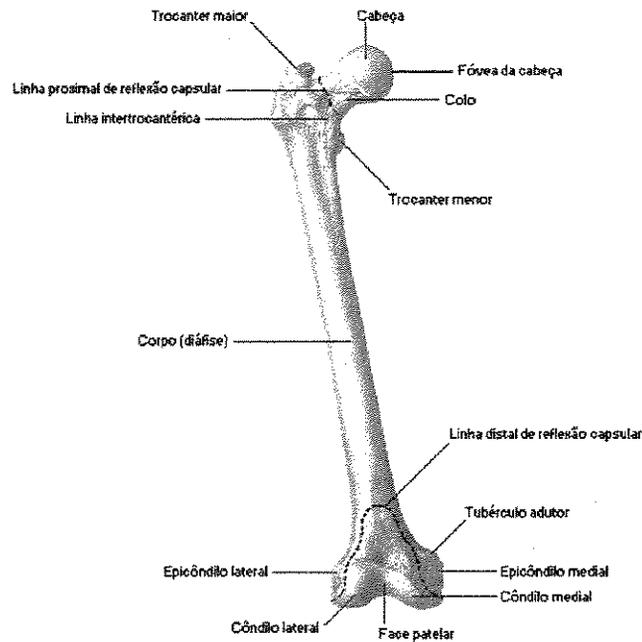


FIGURA 4-Estruturas ósseas da articulação do joelho, adaptado de NETTER, 1995.

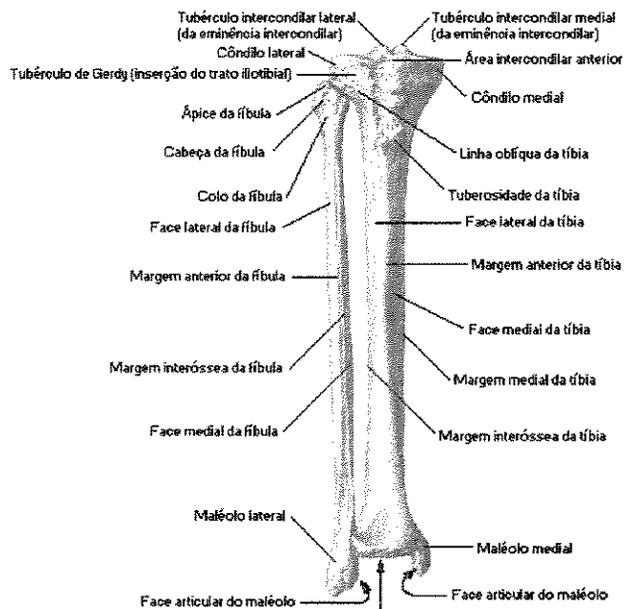


FIGURA 5-Estruturas ósseas da articulação do joelho, adaptado de NETTER, 1995.

A patela situa-se anteriormente ao joelho para protegê-lo, além de melhorar as condições mecânicas do músculo que estende o joelho. Sua base estende-se superior a inserção à parte central do tendão do músculo quadríceps femoral, seu ápice fixa-se à tíbia

pelo ligamento patelar. A tíbia encontra-se anteriormente na perna, é o osso “encarregado” de suportar o peso do corpo, que recebe o fêmur e transfere para o pé. A parte alta da tíbia expande-se superiormente para formar larga e grossa meseta de articulação com os grandes côndilos do fêmur (FIGURA 5).

As faces articulares dos côndilos tibiais são mais para o movimento de rolamento dos côndilos femorais que soquetes para contê-los. Cunhas fibrocartilagíneas semilunares, achatadas, são os meniscos medial e lateral, situados nos bordos dos côndilos tibiais, aprofundam as superfícies articulares. A membrana sinovial através de uma expansão, forma a bolsa supra patelar, que atua como verdadeira bolsa, para liberar o movimento do músculo extensor sobre o fêmur.

O quadríceps femoral é constituído pelos músculos reto femoral (que é um músculo biarticular, responsável pela flexão do quadril e extensão do joelho) e três porções monoarticulares: O músculo vasto lateral, músculo vasto intermédio e músculo vasto medial que se subdivide em vasto medial longitudinal e vasto medial oblíquo (responsáveis apenas pela extensão do joelho). Devido à inserção medial do quadríceps femoral há tendência de causar a rotação medial da tíbia; é o grupo muscular mais forte do nosso corpo, capaz de suportar grandes cargas, tendo sua linha de ação de força modificada pela patela (FIGURA 6).

Os músculos flexores do joelho são: o músculo semimembranoso, músculo semitendinoso, músculo bíceps da coxa, músculo sartório, músculo grácil, músculo poplíteo, músculo gastrocnêmico. Sendo que o músculo poplíteo, grácil, semitendinoso e semimembranoso são rotadores mediais da tíbia, enquanto o músculo bíceps da coxa é um rotador lateral. Os músculos bíceps da coxa, semitendinoso e semimembranoso formam os isquiotibiais, este facilita a posteriorização do menisco medial durante a atividade de flexão; por cruzar a articulação do quadril, possui a função de extendê-la.

O músculo grácil atua na flexão, adução do quadril e rotação medial da tíbia. O músculo gastrocnêmio atua na flexão plantar do tornozelo e também contribui na flexão do joelho. O músculo sartório possui maior atuação na articulação do quadril, mas é um importante flexor do joelho e rotador da tíbia e o músculo poplíteo atua como rotador da

tíbia sobre o fêmur em cadeia cinética aberta e um rotador lateral em cadeia cinética fechada (HAYEK, 1993).

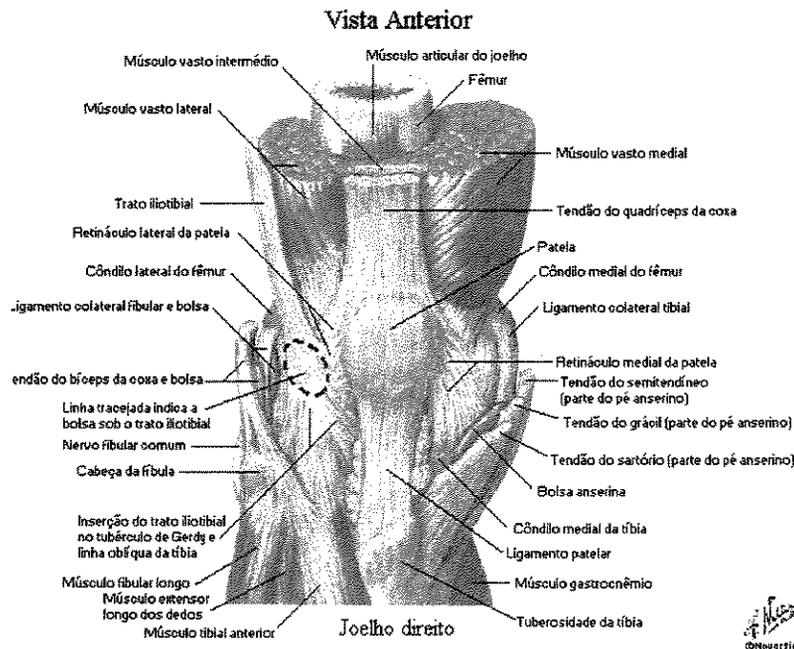


FIGURA 6-Músculos da articulação do joelho, adaptado de NETTER, 1995.

KARANDJI (2000) afirma que o joelho deve possuir uma grande estabilidade em extensão completa, posição na qual suporta importantes esforços devido ao peso do corpo e ao comprimento dos braços de alavanca e ainda adquirir uma grande mobilidade a partir de um certo ângulo de flexão, mobilidade necessária ao trajeto e à orientação ótima do pé em relação às desigualdades do terreno. O joelho resolve estas contradições graças a dispositivos mecânicos extremamente engenhosos; contudo, o fraco encaixe das superfícies, condição necessária a uma grande mobilidade, expõe-no às entorses e luxações. A flexão e a extensão são os principais movimentos do joelho.

Quando uma articulação se move, três tipos de movimentos podem ocorrer entre as duas superfícies: rolamento, deslizamento e rotação. Em um movimento de rolamento puro cada ponto subsequente em uma das superfícies contacta um novo ponto sobre a outra. Já no deslizamento e na rotação, o mesmo ponto de uma superfície de encaixe. A maioria dos movimentos da articulação do joelho combina em graus variados o

rolamento, o deslizamento e a rotação. Se houvesse apenas o rolamento dos côndilos sobre o platô tibial, o fêmur rolaria para fora da tibia e o joelho se deslocaria. Ao contrário quando o fêmur estende-se sobre a tibia fixa, como ao se levantar de uma cadeira, os côndilos rolam e deslizam, de maneira a estar sempre em contato com o platô tibial. Ao final da extensão do joelho, o fêmur roda internamente sobre a tibia e o joelho fica na posição de ajuste máximo. Nesta posição, a articulação tem uma rigidez adicional com diminuição da necessidade de força muscular para dar estabilidade. A combinação do rolamento, deslizamento e rotação permitem, deste modo, uma ampla faixa de movimento enquanto usa uma pequena superfície articular (LEHMKUHL e SMITH, 1987).

Segundo KAPANDJI (2000), o ponto de contato sobre a tibia recuava antes da flexão, e à distância entre os pontos de contato marcado sobre o côndilo femoral era duas vezes maior que a que separava os pontos de contato sobre a glena. Isto prova que o côndilo rola e desliza simultaneamente sobre a glena; sendo a única maneira de evitar a luxação posterior do côndilo permitindo simultaneamente uma maior flexão. Evidencia ainda que a proporção de rolamento e deslizamento não era a mesma durante todo o movimento da flexão-extensão: a partir da extensão extrema, o côndilo começa por rolar sem deslizar, depois do deslizamento torna-se progressivamente predominante sobre o rolamento, de tal modo que, no final da flexão, o côndilo desliza sem rolar. Finalmente, este comprimento de rolamento puro do início da flexão é diferente segundo o côndilo considerado; para o interno durante os primeiros 10 a 15° de flexão e para o externo até 20°. O côndilo externo rola, portanto, muito mais que o interno, o que explica em parte, o fato de que o percurso que percorre sobre a glena seja mais longo que o percorrido pelo côndilo interno (LEHMKUHL e SMITH, 1987).

3.5-CARACTERÍSTICAS MECÂNICAS DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO NA TRANSMISSÃO DE CARGAS DO APARELHO LOCOMOTOR

O joelho é capaz de suportar o peso corporal na posição ereta sem contração muscular, participando do rebaixamento e elevação do peso do corpo ao subir escadas, agachar ou sentar, permitindo a rotação do corpo sobre um pé fixo.

Durante a marcha, o joelho normal reduz o gasto de energia diminuindo as oscilações laterais e verticais do centro de gravidade do corpo, sustentando forças verticais de duas a quatro vezes o peso do corpo. As funções do joelho normal como: suportar grandes forças, fornecer estabilidade e permitir grandes amplitudes de movimento, são obtidas pela mobilidade fornecida por estruturas ósseas primariamente, a estabilidade é fornecida por tecidos moles (ligamentos, cartilagem e músculos).

A função da patela é aumentar a ação de alavanca do músculo quadríceps femoral e como parte do mecanismo extensor restringe e distribui as forças sobre o fêmur. Quando o joelho está sobre flexão completa a patela situa-se no sulco intercondilar, estando próxima ao eixo do movimento; à medida que o joelho é estendido move-se para fora do sulco para atingir uma distância de braço de alavanca máxima em aproximadamente 45° de flexão, diminuindo assim o braço de alavanca. Também foi estimada a distância percorrida pelo centro de rotação do joelho durante o movimento de flexão de zero a 90°.

O tamanho do segmento e a projeção do eixo articular na superfície externa foram quantificados a partir de medidas antropométricas e determinações radiológicas. Para a articulação do joelho ele descreveu a posição do eixo como sendo 2,6cm (+ ou - 0,4cm) proximal da abertura externa da articulação sobre a proeminência do epicôndilo lateral.

Os meniscos medial e lateral (FIGURA 7) desempenham um papel importante na função do joelho, auxiliam na estabilização da articulação, aprofundando as faces articulares da tíbia, servindo como fonte de absorção de choques e transmissão de forças. Ao aumentar a área de contato tibiofemoral é reduzida em 50% quando os meniscos são removidos, aumentando a eficiência da lubrificação articular e fixando-se aos ossos e outros tecidos moles das articulações que restringem alguns tipos de movimentos (RASCH e BURKE, 1997).

O'SULLIVAN e SCHIMITZ (1993) demonstraram que o papel dos meniscos na transmissão de forças notando que a perda da função dos meniscos, a exemplo da remoção parcial ou completa, resulta em efeitos significativos no osso subcondral, na substância esponjosa da tíbia proximal e no córtex tibial, bem como na categoria articular.

Em relação ao mecanismo de bloqueio do joelho, quando este está em extensão completa ou em uma posição ereta normal, a linha da gravidade passa na frente do ponto de contato tibiofemoral.

Assim o joelho é mantido em extensão pelo torque gravitacional, pela disparidade nos diâmetros dos côndilos femorais medial e lateral e dos meniscos correspondentes. A contração continuada do quadríceps femoral pode e é necessária para causar a rotação lateral do fêmur sobre a tibia, e esta rotação faz com que o fêmur se assente mais intimamente nos meniscos, no que foi denominado um movimento de “encaixe em parafuso” (RASCH e BURKE, 1997).

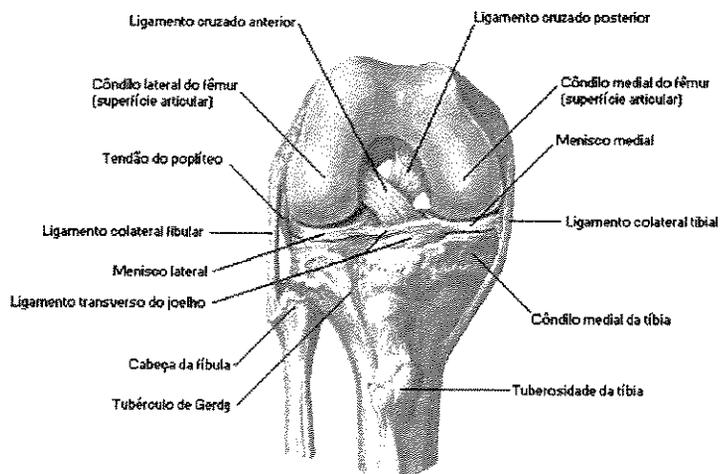


FIGURA 7-Ligamentos e meniscos da articulao do joelho, adaptado de NETTER, 1995.

3.6-CONCEPOES ANATÔMICAS SOBRE O LCA

Uma breve abordagem tradutória sobre a anatomia do LCA se faz necessária, para facilitar o entendimento do papel biomecânico. Assim, o ligamento origina-se em relao ao côndilo femoral lateral na fossa localizada no aspecto posterior da superfície medial, e a nível tibial, na fossa ântero-lateral da espinha tibial anterior (ARNOCZKY, 1983).

ARNOCZKY (1983) apontou que o ligamento é dividido em dois feixes: a) ântero-medial e b) pósterolateral. Desta maneira, os fascículos do feixe ântero-medial originam-se no aspecto proximal da fixação femoral e inserem-se antero-medialmente a nível tibial. Com referência ao feixe pósterolateral, a inserção se faz no aspecto pósterolateral na tibia. Então, com a extensão do joelho, o feixe pósterolateral é tensionado e o ântero-medial, moderadamente afixado. Na flexão, os papéis se alteram.

Quando o joelho está flexionado de 30° a 60°, o LCA torna-se horizontal e apenas as fibras médias não estão tensionadas. Quando o mesmo está flexionado a 90°, as fibras pósterolaterais estão afrouxadas e as fibras ântero-mediais estão tensas. Já na extensão todas as fibras estão tensas (KAPANDJI, 2000).

AMIS e DAWKINS (1991) descreveram um conjunto de três feixes de fibras funcionais, adicionando o feixe intermediário e mantendo os papéis funcionais dos feixes ântero-medial e pósterolateral.

Diversos autores têm relatado a presença de mecanorreceptores nos ligamentos cruzados da articulação do joelho de gatos, com morfologia similar ao órgão tendinoso de Golgi. Sugerindo que a função desses receptores é a de sinalizar a aceleração angular e a propriocepção do membro (SCHULTZ et al., 1984). Três mecanorreceptores com morfologias distintas foram identificados no LCA e categorizados em: 1) dois tipos de Ruffini, 2) corpúsculos de Pascini, e 3) terminações nervosas livres, em menor número.

SHUTTE et al. (1987) demonstraram que os mecanorreceptores possuem a função de transdutor, sendo capazes de converter um estímulo físico em tensão junto a um sinal neural específico.

A tensão excessiva não altera a modalidade sensorial dos receptores no ligamento. Estes mecanorreceptores são responsáveis pela cinestesia e não pela dor presente na estimulação excessiva.

Quando são de adaptação lenta são capazes de quantificar alterações em atividades contínuas, como resposta à variação da tensão no ligamento. Estes receptores identificam o movimento, a posição e o ângulo de rotação.

Os mecanorreceptores de Ruffini, possuem adaptação lenta, sendo capazes de prolongar a descarga, e sinalizar na proximidade da articulação o limite do movimento de flexão e extensão.

O mais comum mecanorreceptor é o corpúsculo de Pacini, de adaptação rápida, sendo ativado pelo movimento da articulação considerando a posição.

Assim, o LCA possui um sistema de mecanorreceptores com a habilidade de responder a tensão do ligamento, produzida pelo movimento da articulação. O ligamento fornece ao sistema nervoso central informações sobre si e relações com outras estruturas do joelho. Este se move através do arco de movimento, e as informações fornecidas pelos receptores permitem ao sistema central ser sensível à velocidade, aceleração, direção do movimento, e posição da articulação.

As terminações nervosas livres constituem um sistema receptor parador em tecidos articulares. Uma pequena população de terminações nervosa livre indica que o ligamento é relativamente insensível a dor.

A sofisticada arquitetura neural do LCA indica que o ligamento possui uma importante função aferente em admissão a identificação da função biomecânica.

3.7-O LCA E A INSTABILIDADE ANTERIOR DO JOELHO

Segundo CAMANHO (1996), a instabilidade anterior do joelho é, indiscutivelmente, a instabilidade crônica mais freqüente na prática clínica.

Geralmente é resultado de uma lesão ligamentar aguda ou de um enfraquecimento crônico após esta lesão ligamentar.

A evolução para a instabilidade anterior depende, entre outros, do grau inicial da lesão, da frouxidão residual e da relação secundária aos falseios. Aspectos como idade, sexo e nível de atividade também tem sido responsabilizados, sendo que pacientes jovens, ativos e de sexo masculino evoluem mais freqüentemente para esta instabilidade.

O principal estabilizador anterior do joelho é o LCA, que impede a translação anterior da tibia sobre o fêmur, acredita-se ser o mais forte e menos complacente desta articulação. Estas afirmações são influenciadas pela grande importância clínica da instabilidade do joelho (AMATUZZI, 2000; CAMANHO, 1996; CAMPBELL, 1996).

A 90° de flexão com a tíbia em rotação neutra o LCA representa 85% da estabilização anterior do joelho e, na ausência, os restritores à gaveta anterior são: cápsula média medial, com 22,3%, cápsula média lateral, com 20,8%, o trato iliotibial, com 24,8%, o ligamento colateral lateral, com 12,4%, o ligamento colateral medial com 16,3%, perfazendo um total de 58% para as estruturas laterais (CAMANHO, 1996; CAMPBELL, 1996).

Os meniscos não se desenvolveram com a função precípera de estabilização articular, mas na ausência do LCA confere a eles o papel fundamental nesta estabilização (CAMANHO, 1996).

É importante ressaltar que os músculos isquiotibiais e tríceps sural são considerados músculos agonistas do LCA, na restrição para o movimento anterior da tíbia em relação ao fêmur.

NOYES et al. (1983) demonstraram que a lesão aguda do LCA apresenta sinais e sintomas característicos de dor, edema, estalido no momento da lesão, limitação do movimento e dificuldade ou incapacidade para continuar as atividades esportivas.

CAMANHO (1996) identificou que os indivíduos portadores da lesão aguda do LCA, com espaço intercondiliano menor, evolui com maior frequência para a instabilidade anterior, esta resulta no chamado LCA deficiente. AMATUZZI (1992) define o LCA deficiente como o resultante sintomático de uma lesão não reparada deste ligamento, que determinou a frouxidão do joelho, e este por sua vez, tornou-se instável.

A instabilidade geralmente evolui para a limitação funcional da articulação do joelho e para fenômenos degenerativos. NOYES et al. (1983) relataram que em 65% das alterações radiográficas degenerativas da articulação do joelho, são secundárias as lesões ligamentares. Estas alterações degenerativas ocorrem por alterações biomecânicas secundárias à lesão do LCA como mobilidade anormal entre a tíbia e o fêmur. Esta evolução degenerativa depende do grau inicial da lesão, da frouxidão residual e da lesão secundária devido aos deslizamentos constantes entre a tíbia e o fêmur.

NOYES et al. (1983) realizaram um estudo de 103 pacientes com lesão crônica do LCA; os resultados obtidos podem ser observados no gráfico abaixo, destacando a instabilidade em quatro diferentes atividades (FIGURA 8).

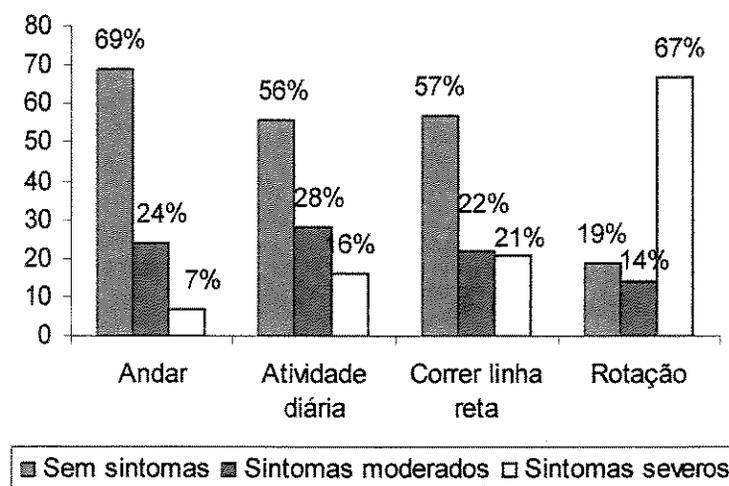


FIGURA 8-Relação entre a instabilidade da articulação do joelho e sintomas, em quatro atividades, adaptado de NOYES et al., 1993.

3.8-O LCA E A ESTABILIDADE DO JOELHO

O mecanismo de proteção mais citado pela literatura é o chamado “quadríceps avoidance”, e consiste na não ativação ou na diminuição da atividade elétrica do músculo quadríceps durante a fase de apoio da marcha. São vários os estudos acerca deste mecanismo de adaptação, e tais estudos tiveram início com a procura do entendimento sobre o reparo e a reconstrução cirúrgica das lesões do LCA e, dentre as inúmeras questões levantadas, uma delas explica porque alguns indivíduos com a lesão crônica deste ligamento não desenvolvem complicações, a exemplo, a artrose (MOTA, 2000).

Segundo FERBER et al. (2002) as alterações no padrão da marcha de pacientes com a lesão do LCA são resultantes à adaptação e reprogramação muscular, possibilitando a resposta à dor ou a instabilidade. Pode ser demonstrado em lesões agudas (inferior a 1 mês pós-lesão), onde os pacientes exibiram diferença significativa do momento do joelho durante o andar quando comparado as lesões crônicas (superior a 2 anos pós-lesão).

ANDRIACCHI (1990) formulou a hipótese de reprogramação do processo locomotor, de forma que a experiência de um deslocamento excessivo cause adaptação muscular, para impedir o deslocamento da tibia em relação ao fêmur e, assim, manter a

estabilidade articular. Admite-se que o LCA possui receptores sensoriais que iniciam o mecanismo de proteção para manter a estabilidade do joelho.

Baseados na hipótese de um arco reflexo proprioceptivo envolvendo o ligamento cruzado anterior e posterior; verificaram o grau de excitação muscular em vários ângulos da articulação do joelho, sustentando que os reflexos dos mecanorreceptores do LCA estão significativamente envolvidos no reflexo de coordenação dos músculos e que o controle reflexo pode ser importante na estabilização do tônus muscular e, por esse meio, pode-se determinar o grau de estabilidade articular que provém destes músculos, com efeito, excitatório e inibitório de agonistas e antagonistas (RAUNEST et al., 1996).

GRABINER et al. (1992) defendem a não existência da relação entre os mecanismos proprioceptores da articulação com os mecanismos reflexos musculares. O objetivo do estudo relatado a seguir foi a excitação automática do movimento nos isquiotibiais durante a extensão isométrica do joelho através da eletromiografia, constatando que a contração destes ocorre em resposta às condições submetidas a tensões no LCA, logo não existe sinergia automática entre os isquiotibiais e este ligamento.

OSTERNING et al. (1995) comparou indivíduos com lesão do LCA, e indivíduos sem lesão músculo-esquelética, comparando a atividade elétrica muscular dos isquiotibiais durante a extensão máxima. Constatou -se que entre os indivíduos lesados os isquiotibiais apresentaram considerável atividade durante a extensão máxima, gerando uma atividade eletromiográfica 15% a 40% da gerada pelos músculos isquiotibiais durante a flexão. Todos os indivíduos após a reconstrução ligamentar apresentaram valores semelhantes; os autores questionam a probabilidade de indivíduos submetidos à reconstrução sofrer a desnervação do ligamento no trauma, ou na cirurgia, reduzindo a atividade aferente. Isto sugere que a perda da inervação do ligamento pode ser devido ao trauma, ou ao procedimento cirúrgico; e esta pode ser seguida pela perda na atividade eferente e conseqüente perda do controle motor. Este estudo não apenas correlacionou a tensão do LCA com os músculos da coxa, mas também verificou a dependência destas estruturas com o ângulo articular.

3.9-A RELAÇÃO PROPRIOCEPTIVA

A propriocepção articular é de importância fundamental na reabilitação, na melhora da função articular, na indicação cirúrgica e na prevenção de recidivas.

BEARD et al. (1993) enfocaram três componentes, a preparação estática da posição articular, percepção cinestésica (detecção do movimento e aceleração) e a atividade eferente, a qual é solicitada para a resposta reflexa e regulação do tônus muscular. Pesquisaram ainda o período de latência para a resposta reflexa dos músculos isquiotibiais à contração em indivíduos com lesão no LCA. Houve relação significativa entre o aumento do período de latência deste grupo muscular é a frequência de falseios, indicando que a instabilidade funcional pode se explicar pela perda proprioceptiva.

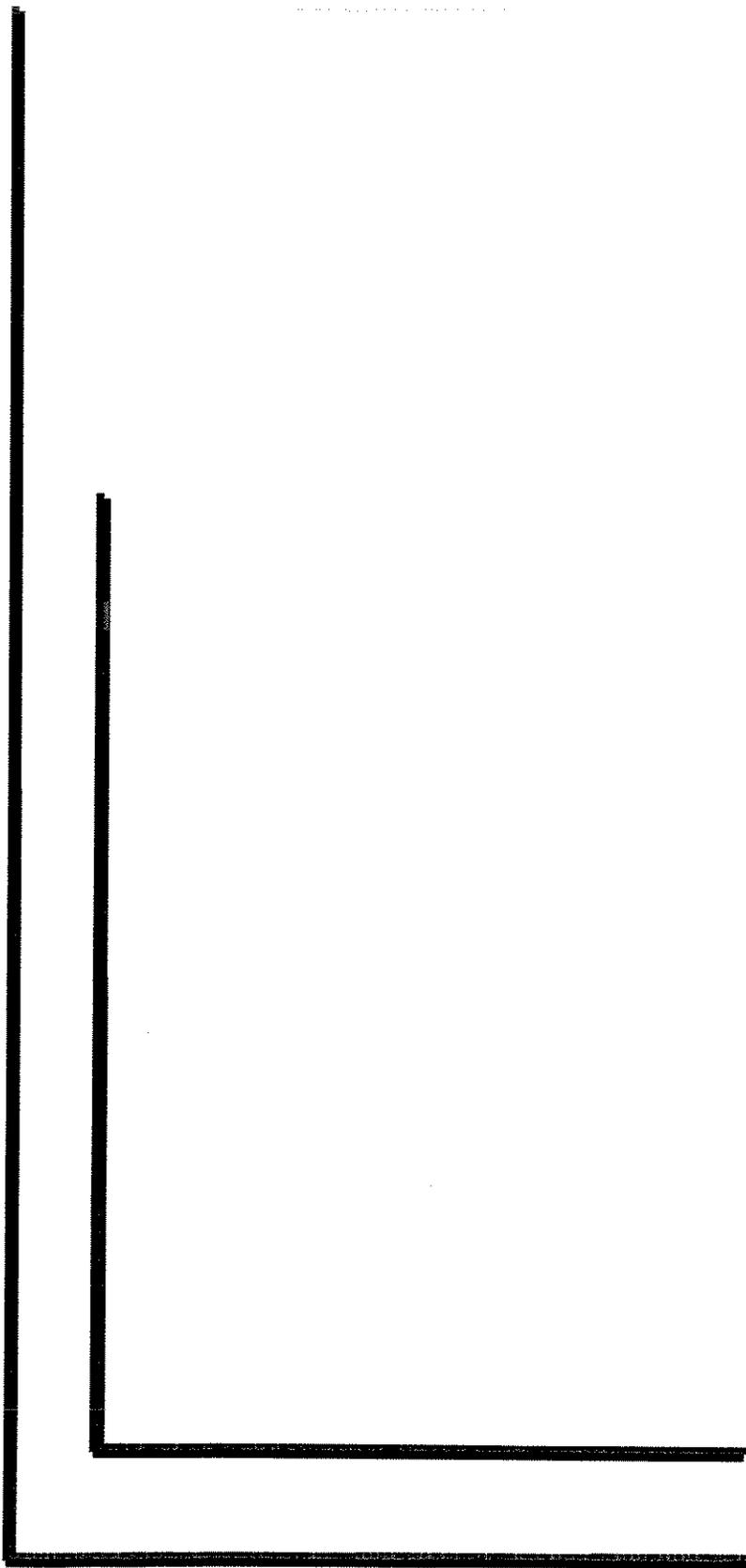
Ao investigar a relação entre a musculatura posterior e a anterior com os mecanismos proprioceptivos, identificou-se que indivíduos com déficit no ligamento apresentavam propriocepção reduzida, mas nos indivíduos que apresentaram predomínio dos músculos isquiotibiais em relação à musculatura anterior, verificou-se melhor performance proprioceptiva.

Segundo CORRIGAN et al. (1992), a hipotrofia quadriciptal após déficit no LCA, é atribuída ao possível mecanismo adaptativo para induzir o aumento proprioceptivo nesta articulação. Em relação à performance neuromuscular, foram avaliados quarenta indivíduos sem lesão no ligamento cruzado anterior (grupo controle) e cem com a lesão, ambos documentados via artroscópica. Evidenciou-se nos indivíduos com a lesão:

- a) Solicitação inicial dos músculos isquiotibiais para resistir à translação anterior da tibia, enquanto o grupo controle utilizou uma seqüência de recrutamento muscular normal na resposta a esta translação;
- b) Os indivíduos do grupo com a lesão que inicialmente recrutavam os isquiotibiais durante atividade voluntária, mostraram maior diminuição na laxidão nos testes com musculatura relaxada e tensionada, apresentando também melhores resultados subjetivos (dor e edema) em relação ao grupo controle (aquele que requeriam inicialmente a musculatura do quadríceps ou gastrocnêmio);

- c) O membro com a lesão revelou um tempo de reação muscular, mais baixo a nível espinhal, do que a extremidade não evoluída, tanto para os isquiotibiais como para o músculo quadríceps;
- d) A atividade muscular voluntária foi menor no membro com a lesão, em relação aos membros são, sendo mais baixa que o normal. A atividade voluntária no membro não afetado foi mais baixa que o normal no músculo quadríceps e nos isquiotibiais, se comparado ao grupo controle;
- e) Os indivíduos que solicitavam o músculo gastrocnêmio, primeiramente na resposta intermediária, eram pouco mais estáveis durante o teste com a musculatura relaxada e menos sintomática (dor, falseio e edema).

Conclui-se que as diferenças significativas existem entre as extremidades com o LCA normal e o lesado, com relação à seqüência do recrutamento muscular, a nível espinhal e cortical, em resposta a translação anterior da tibia; o tempo de muitas respostas musculares à translação anterior da tibia no ligamento lesado é retardado e tanto o tempo da resposta muscular como a seqüência de recrutamento é alterada de acordo com o maior tempo de lesão, e a ordem de recrutamento e tempo muscular nestes indivíduos afetam diretamente a atividade física do indivíduo, a performance funcional subjetiva e a dinâmica da translação anterior da tibia.



***4- MATERIAL E
MÉTODOS***

Os indivíduos do grupo controle – grupo II, sem história de lesão músculo-esquelética, confirmada através de uma breve entrevista inicial (ANEXOII), aplicada em ambos os grupos, foram submetidos à mesma escala de avaliação do joelho de Lynsholm com objetivo de verificar se estes apresentavam pontuação máxima, ou seja, um joelho classificado funcionalmente como excelente.

No presente estudo o grupo II obteve a classificação excelente, enquanto o grupo I a classificação pobre.

Para a coleta de dados cinemáticos e da dinamometria, analisou-se o segmento do membro lesado para os sujeitos de grupo I e o membro inferior dominante para o grupo II, e também, os dados cinemáticos, no membro não lesado- grupo I e membro contralateral não dominante- grupo II. Os segmentos foram analisados durante o andar.

Este estudo envolveu experimentação com humanos, onde os testes foram analisados e utilizados única e exclusivamente para fins científicos. Todos os indivíduos assinaram um “Termo de Consentimento Informando em Participação da Pesquisa” (ANEXO III).

O estudo obteve a aprovação e consentimento do Conselho de Ética e Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas, UNICAMP.

4.2-INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO EXPERIMENTAL

4.2.1-Cinemetria

Segundo ZARO (1997), a cinematria compreende métodos de registros e análises numéricas de movimentos (posição, deslocamento, ângulos, velocidades, acelerações).

O instrumento utilizado neste estudo para métodos cinemáticos foi o sistema de captura do movimento (Qualysis) constituído por cinco câmeras, podendo assim obter as características da passada, ângulos tridimensionais nas articulações dos tornozelos, joelhos e quadris.

O cálculo das coordenadas tridimensionais dos marcadores requer parâmetros externos das câmeras (suas localizações e orientações), que são obtidos através do procedimento de calibração. A calibração utiliza os arquivos de linearização individuais (providos pelo fabricante), que contêm os parâmetros internos das câmeras, para correção

de não-linearidade nas posições dos marcadores. E utiliza uma coleta das posições bidimensionais de quatro marcadores estáticos e de um par de marcadores em movimento no volume de calibração.

O marcador no vértice da estrutura em “L”, que contém quatro marcadores estáticos, representa a origem do sistema de coordenadas globais. O eixo y, com dois marcadores é perpendicular ao plano sagital, com variação positiva no sentido médio-lateral. O eixo y, em todos os exames, foi posicionado rente a borda anterior da plataforma de força. O eixo x, com três marcadores é perpendicular ao plano coronal, e possui variação positiva no sentido da progressão do movimento, póstero-anterior. O eixo z é perpendicular ao plano transversal com variação positiva no sentido distal-proximal. O segmento y da estrutura em “L” possui 750mm (entre os centros dos marcadores), e o segmento x possui 750mm, com um marcador intermediário distante 200mm da origem.

Os dois marcadores usados para “varrer” o volume de calibração ficam fixos nas extremidades de um bastão de 750,3mm. Durante a calibração este bastão deve ser movido ao longo do volume de calibração sendo orientado de acordo com os três eixos do sistema de coordenadas globais (FIGURAS 10, 11 e 12). O tempo disponível para o deslocamento do bastão no volume de calibração foi de 26 segundos, sendo especificado o uso de 100 quadros (selecionados de 15 em 15 quadros) para a calibração.

A determinação de um sistema de referência com dimensões conhecidas foi obtido através da calibração do sistema, registrando assim informações dentro do campo de visão das câmeras. Utilizou-se um sistema de referência para as câmeras (FIGURA 9), onde o volume de calibração está representado na TABELA 2.

TABELA 2-Representação do volume de calibração das câmeras.

X	Y	Z
-1200	-220	-30
1800	790	1700

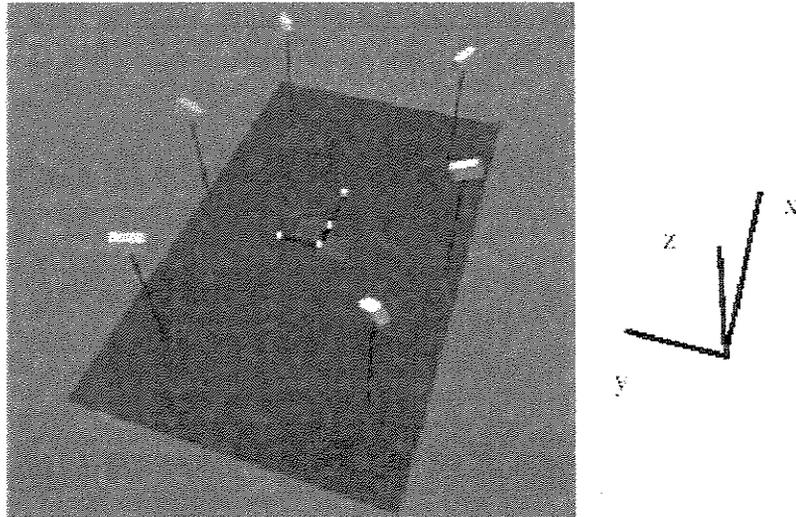


FIGURA 9-Esquema representativo da estrutura de referência definida para a calibração das coordenadas do sistema, adaptado do manual Qtrac capture & view, 2000.

Durante a captura da calibração, o corpo de prova deve ser posicionado nas três direções (x,y z), como descrito anteriormente. Inicia-se posicionando o corpo de prova na direção de x (FIGURA 10), movendo-o em torno do volume mensurado; repete-se o mesmo procedimento na direção y (FIGURA 11), e finalmente na direção z (FIGURA 12).

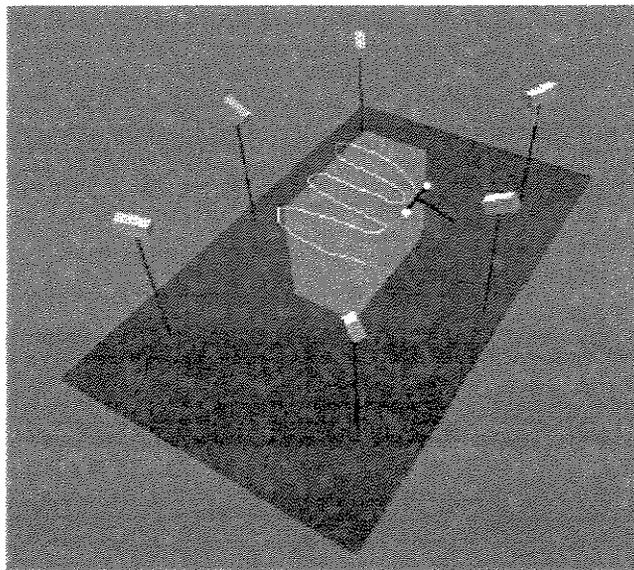


FIGURA 10-Seqüência de movimentos realizados através do corpo de prova, durante a captura da calibração no volume selecionado. Corpo de prova posicionado na direção do eixo x, adaptado do manual Qtrac capture & view, 2000.

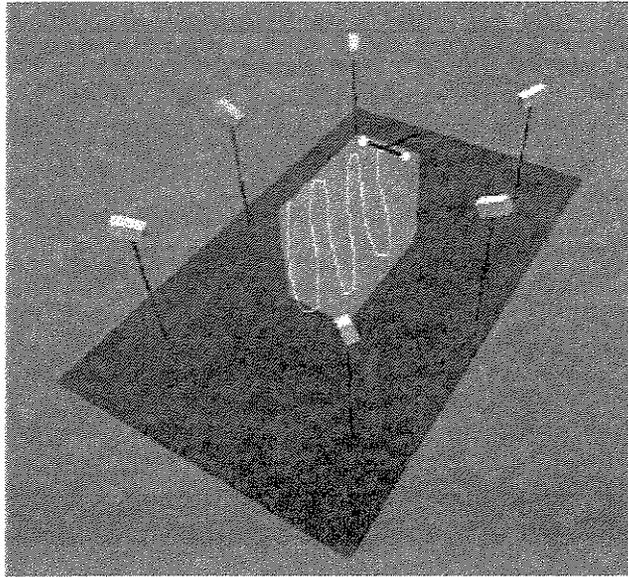


FIGURA 11-Seqüência de movimentos realizados através do corpo de prova, durante a captura da calibração no volume selecionado. Corpo de prova posicionado na direção do eixo y, adaptado do manual Qtrac capture & view, 2000.

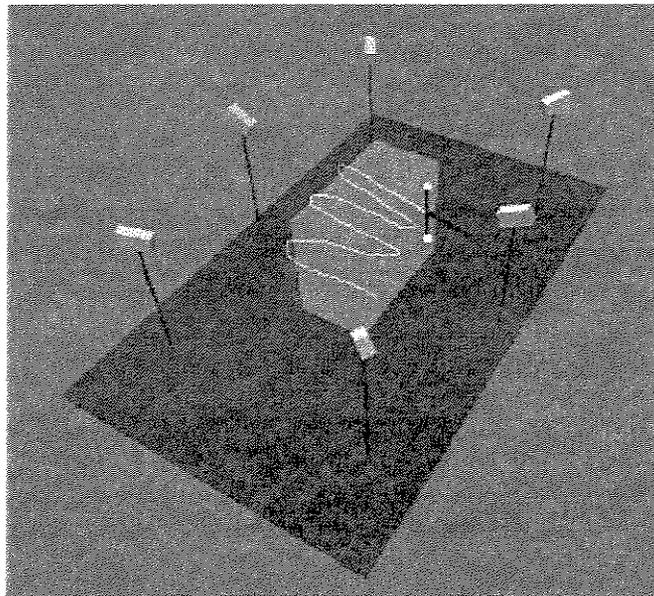


FIGURA 12-Seqüência de movimentos realizados através do corpo de prova, durante a captura da calibração no volume selecionado. Corpo de prova posicionado na direção do eixo z, adaptado do manual Qtrac capture & view, 2000.

Para determinar a forma do cálculo, e outras variáveis da variação angular faz-se necessário à escolha de um sistema de referência espacial (FIGURA 13).

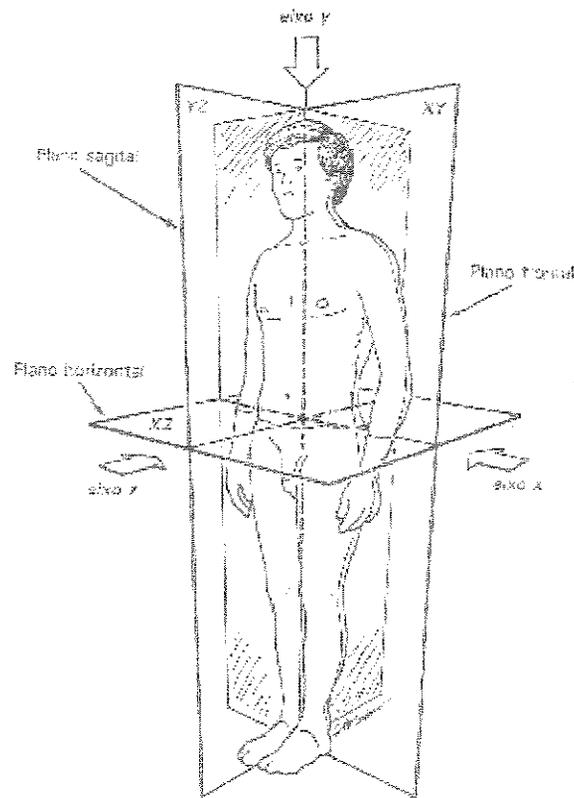


FIGURA 13- Os três planos e eixos cardinais do corpo ereto e relaxado, adaptado de LEHKUHL et al., 1987.

A partir do sistema de referência pode-se determinar a orientação do movimento. O sistema mais comumente adotado é o que divide o movimento em três planos ortogonais: ântero-posterior (y), médio-lateral (x), e vertical(z).

A definição geométrica dos segmentos foi realizada em função de pontos anatômicos pré-determinados nas articulações entre os segmentos.

Os marcadores utilizados foram confeccionados com esferas de polietileno, de 20mm, revestidas com material reflexivo. As esferas foram lixadas para formar uma base necessária para possibilitar a aderência do marcador na superfície do corpo do paciente. Os marcadores foram fixados a base de plástico através de botões de pressão, para aumentar a área de aderência. A fixação do marcador sobre o paciente foi realizada passando a fita

adesiva sobre a base plástica. Utilizou-se um protocolo de posicionamento destes marcadores sobre a pele, desenvolvido inicialmente em Oxford e posteriormente aprimorado no Laboratório de Lundberg, sendo posicionados nos seguintes pontos anatômicos (FIGURAS 14, 15, 16, 17, 18, 19 e 20):

1 – Posição: espinha íliaca ântero-superior

2 – Posição: sacro



FIGURA 14-Marcadores reflexível aplicados nas estruturas anatômicas espinha íliaca ântero-superior e sacro.

3 – Posição: ao longo da linha central da patela, a 1cm proximal a borda superior da patela, estando o joelho em extensão.

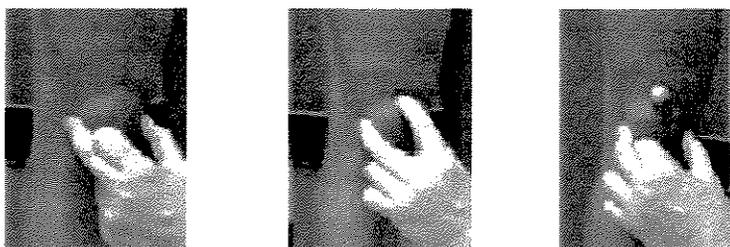


FIGURA 15-Marcador reflexível aplicado a 1 cm proximal a borda superior da patela.

4 – Posição: lateral a interlinha articular do joelho; a patela é excluída e dividida em duas partes iguais, o marcador será aplicado no centro (posição média).



FIGURA 16-Marcador reflexível aplicado lateral a interlinha articular do joelho.

5 – Posição: tuberosidade da tíbia

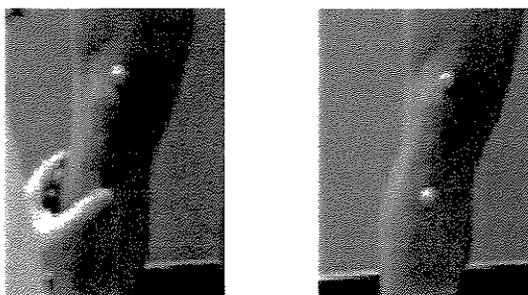


FIGURA 17-Marcador reflexível aplicado na tuberosidade da tíbia.

6 – Posição: a três cm do maléolo lateral



FIGURA 18-Marcador reflexível aplicado a 3 cm do maléolo lateral.

7 – Posição: posteriormente ao calcâneo, no mesmo plano horizontal do marcador acima descrito.

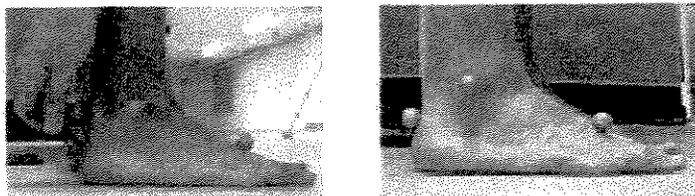


FIGURA 19-Marcador reflexível aplicado posteriormente ao calcâneo.

8 – Posição: entre o II e III ossos metatarsos a 1,0 - 1,5cm proximal a cabeça dos metatarsos.

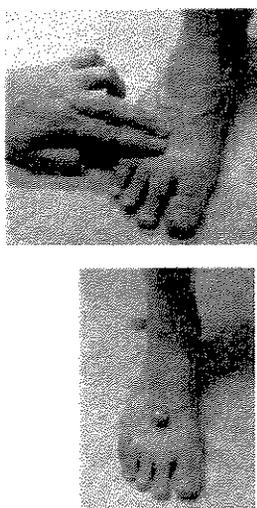


FIGURA 20-Marcador reflexível aplicado entre o II e o III ossos metatarsos.

As cinco câmeras são necessárias para que o marcador possa ser visto simultaneamente por diferentes ângulos, possibilitando o cálculo de suas coordenadas tridimensionais. Este cálculo envolve as coordenadas bidimensionais obtidas e os dados resultantes do processo de calibração, e o software usado para esta tarefa foi o Qtrac.

Durante o processo de reconstrução, o Qtrac constrói segmentos que são resultantes da identificação contínua de marcadores em uma seqüência de quadros de imagem.

O resultado da reconstrução é um arquivo constituído por um conjunto de segmentos. Após a identificação (nomeação) dos diversos segmentos correspondentes a trajetória do mesmo marcador, é gerado um arquivo onde os dados foram filtrados e as

trajetórias interpoladas. Neste arquivo final o número de segmentos corresponde ao número de marcadores utilizados no exame.

Para gerar o arquivo final é necessário selecionar um intervalo do arquivo inicial, e este intervalo deverá conter o ciclo da marcha para o qual as curvas e ângulos serão calculados (FIGURA 21).

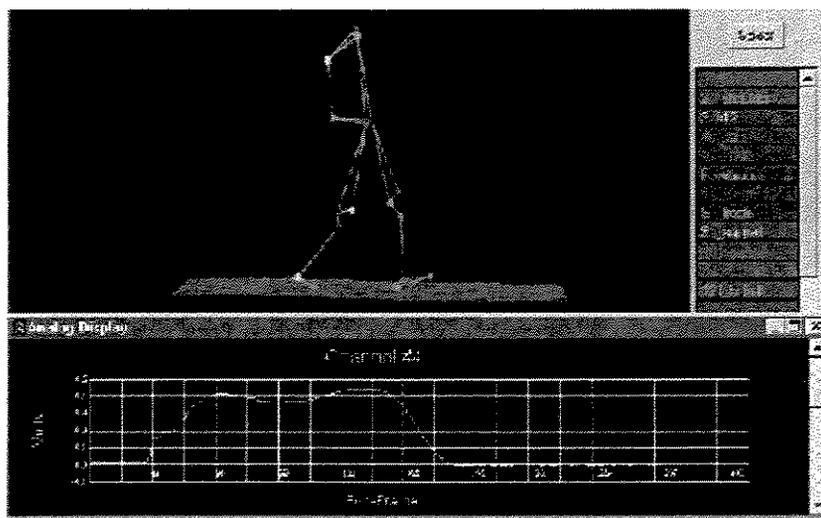


FIGURA 21-Arquivo resultante do processo de reconstrução gerenciado pelo software Qtrac e Qview, permitindo a análise do movimento dos membros inferiores e membros superiores.

Os cálculos das curvas dos membros inferiores (MMII), por ser um requerimento do software utilizado, Qgait, os intervalos iniciavam a exemplo, no primeiro contato inicial direito e terminavam no segundo desprendimento do pé esquerdo. Calculando as variações angulares tridimensionais dos MMII (quadril, joelhos e tornozelos) bem como o momento e a potência destes.

4.2.2-Dinamometria

ZARO (1997) define a dinamometria como medição de forças externas (ou pressão), exercidas entre o corpo e o meio ambiente.

Como definido anteriormente, a toda força aplicada existe uma reação igual e contrária, na locomoção, uma força é aplicada ao solo pelo corpo e em resposta, o solo

aplica uma força igual e contrária ao corpo. Esta força é conhecida como força de reação do solo e para sua quantificação é necessária a utilização da plataforma de força.

A plataforma de força fornece a força de reação do solo (segundo sistema tridimensional de coordenadas) durante o contato do apoio com a sua superfície. Como toda força, ela é uma grandeza vetorial, necessitando ser representada pela sua intensidade, direção e sentido, devendo ser expressa em relação à variável tempo.

A plataforma de força utilizada foi concebida conforme BRUNIERA (1994), que discute sobre a proporcionalidade entre a grandeza “física força”, que age sobre a plataforma de força, e a grandeza “elétrica”, que se transforma a partir da diferença de potencial de resistência e a tensão elétrica dos “Strain Gauge” células de carga.

Assim, a potência e o momento deste estudo foram determinados utilizando-se uma plataforma de força da empresa Advanced Mechanical Technology Inc (AMTI), de tamanho 53 x 51 cm e baseada em transdutores piezoelétricos, dispostos a uma distância de 1.02 cm do eixo transversal e de 40.6 cm do eixo longitudinal de plataforma. Cada transdutor possui três cristais piezoelétricos, um sensível à pressão exercida na direção vertical (y) e os outros dois às direções horizontais (x e z). Dependendo da direção da força os cristais geram cargas positivas ou negativas, proporcionais a essas forças. Os sinais são, então, enviados por intermédio de cabos a um amplificador de sinais de seis canais da mesma empresa. Esse amplificador é programado automaticamente, de modo que se possa obter a mensuração das componentes da força de reação do solo.

A força registrada independe do ponto de apoio na superfície da plataforma, ou seja, o testando não necessita apoiar em um ponto pré-determinado na plataforma.

Limitou-se, na concepção da plataforma, seu tamanho a uma superfície de 53 x 51 cm, com o propósito de reduzir o erro de aquisição do sinal de medida, e, desta forma, a seqüência de oscilação do sistema de medida não influenciou a validade do resultado desta medida. Os dados foram coletados utilizando-se o software Qtrac versão 2.53, que permite selecionar parâmetros da aquisição tais como tempo de aquisição e frequência de amostragem, bem como visualizar e salvar os dados. A frequência de amostragem foi de 60Hz, e um tempo de aquisição de 5 segundos, suficientes para registrar todo o tempo de apoio do membro inferior durante a locomoção dos sujeitos (FIGURA 22).

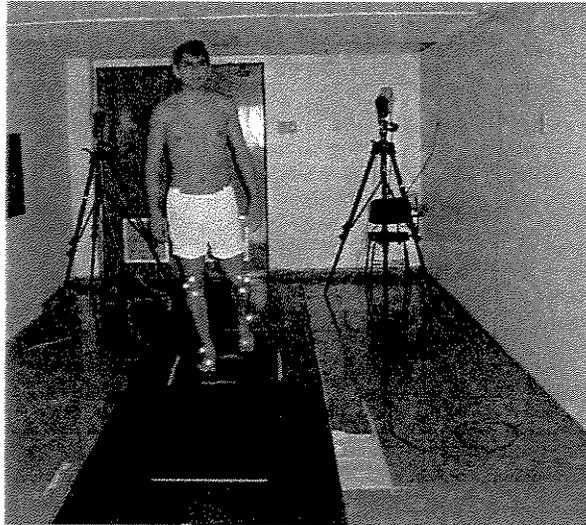
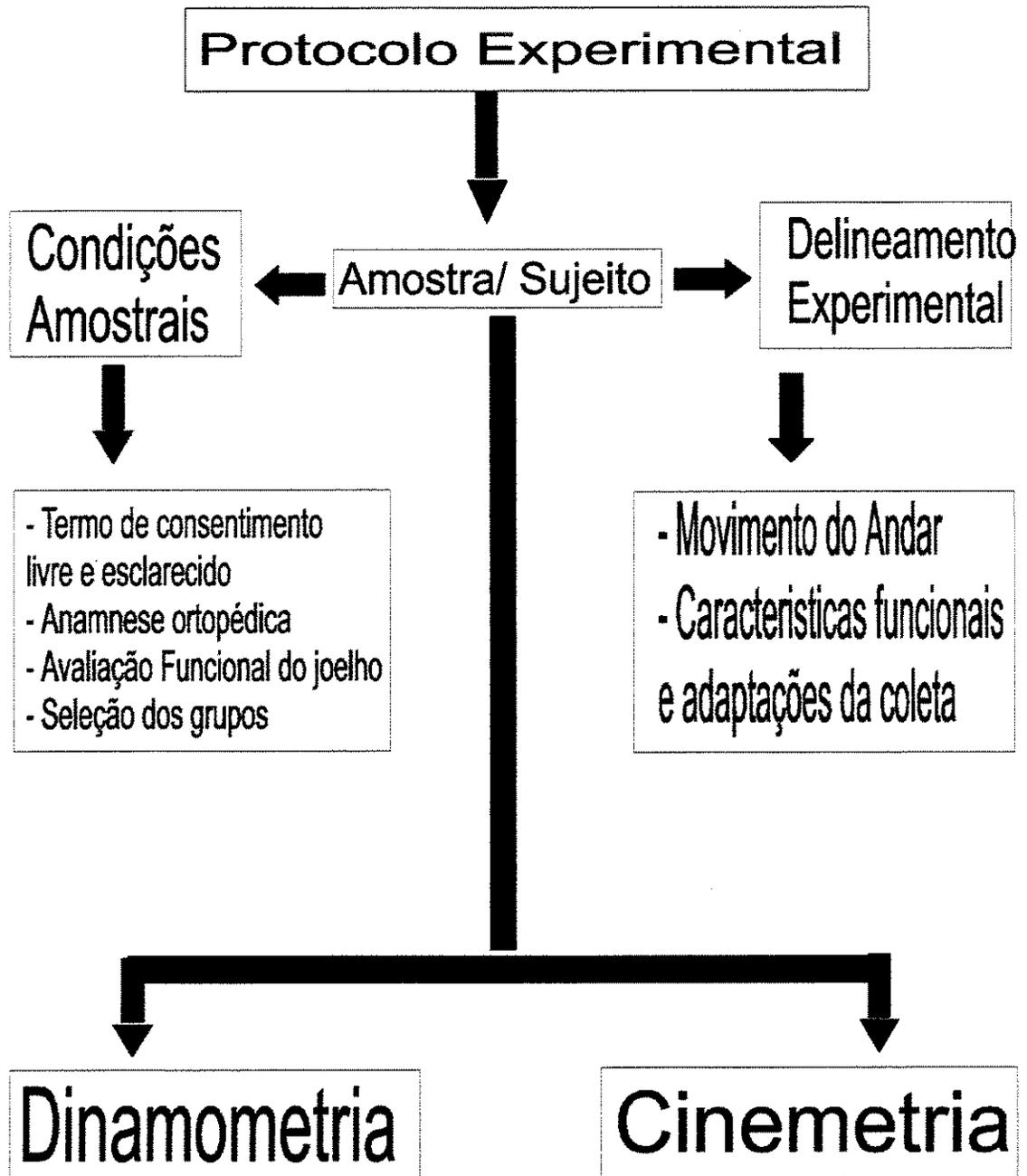


FIGURA 22-Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor.

4.3-PROCESSAMENTO E AQUISIÇÃO DE DADOS

O protocolo experimental pode ser representado da seguinte maneira:



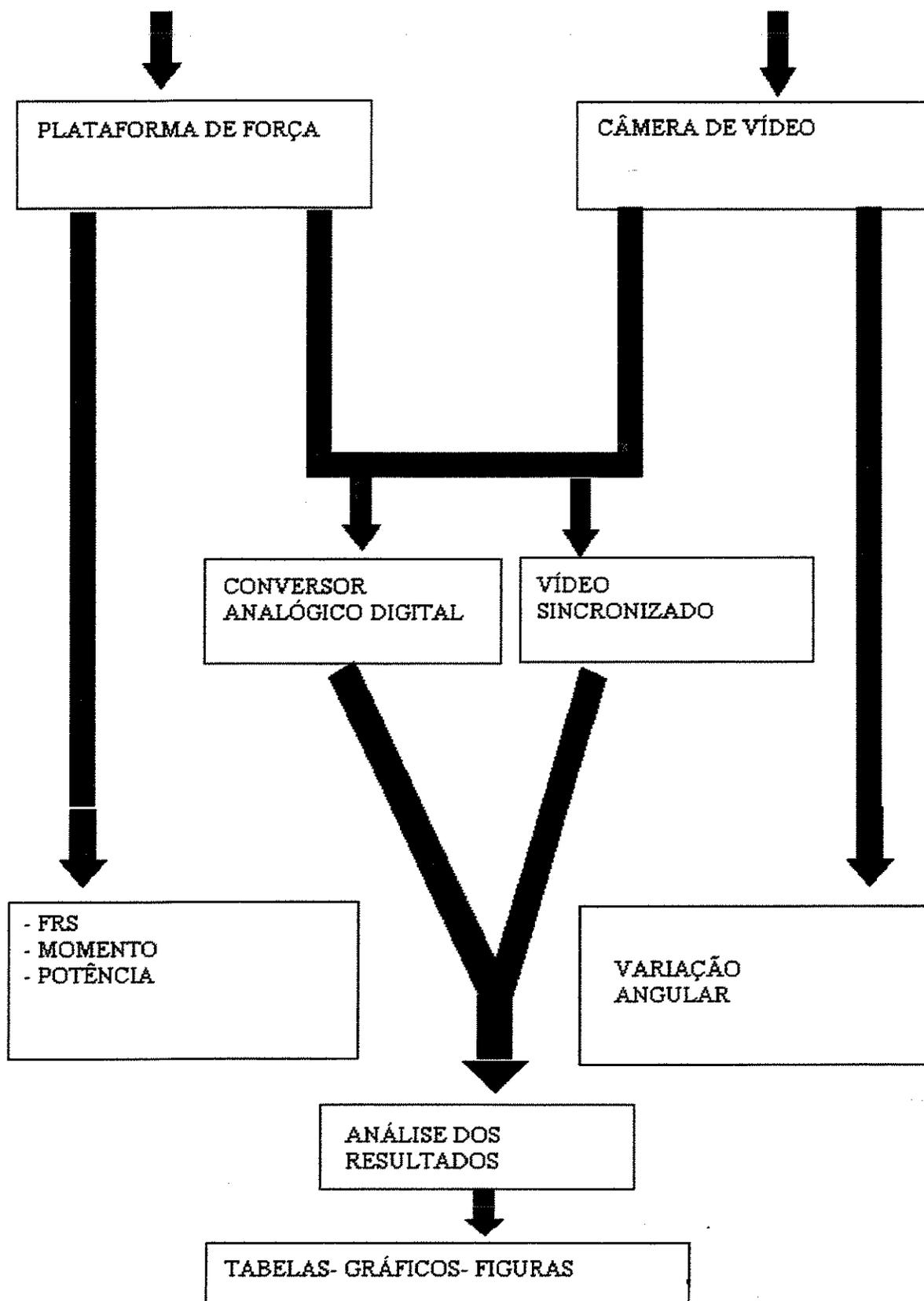


FIGURA 23-Protocolo Experimental, adaptado de MOTA, 2000.

A utilização da plataforma de força e das câmeras de vídeo está na dependência de equipamentos que permitirão sua sincronização para a aquisição, armazenagem e controle de sinais para a interpretação dos dados adquiridos. Neste estudo utilizou-se um computador digital que procederá a conversão do sinal analógico em digital, e durante a utilização do conversor de sinais biológicos existem alguns parâmetros que necessitam ser controlados, tais como: entrada do sinal, erro de aquisição, frequência da amostra, natureza e filtragem do sinal.

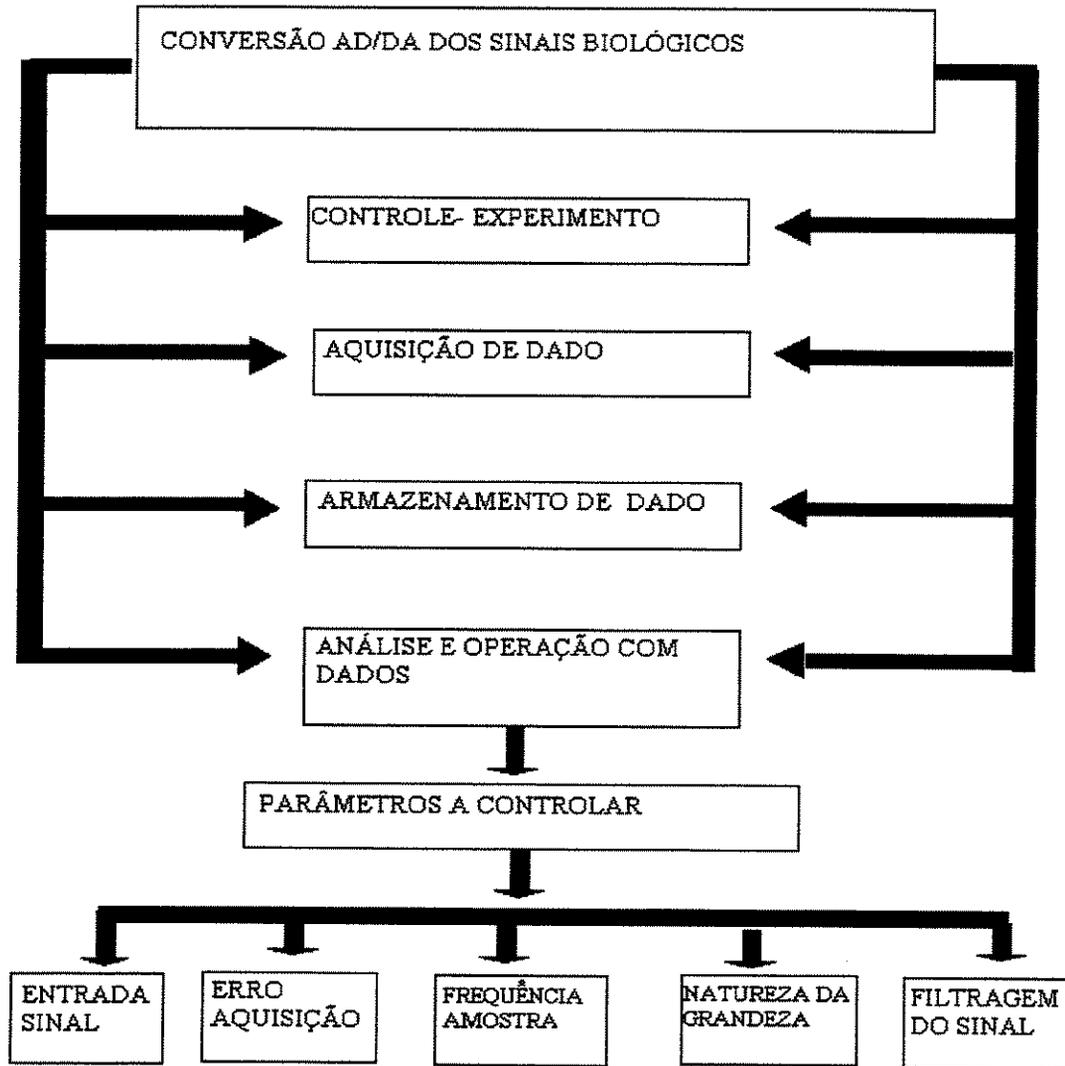


FIGURA 24- Conversor AD/DA e seus parâmetros relacionados, adaptado de BRUNIERA, 1994.

Com a necessidade de uma maior relação de sincronização entre as variáveis, melhor calibração de aparelhos e uma minimização do erro na coleta de dados, utilizou-se o conversor analógico-digital/ digital-analógico (AD/DA) para uma integração entre o microcomputador e as atividades de coleta, registro e análise de medidas.

A placa está dividida em quatro partes:

- a) controle: A placa ocupa 8 endereços contíguos da área de entrada e saída
- b) seletor de canais / conversor AD: É formado por um registrador denominado PC que armazena o último canal a ser lido e outro contador denominado CC que contém o número do canal a ser convertido. Com o sinal armazenado a conversão é feita em 20 microsegundos, durante os quais não deve ser realizado nenhum novo teste. O conversor AD possui 16 canais de entrada analógicos numerados de 0 a 15.

Sendo seis para a plataforma de força, assim distribuídos:

Canal 0: F_x – Força médio-lateral

Canal 1: F_y – Força ântero-posterior

Canal 2: F_z – Força vertical

Canal 3: M_x – Momento x

Canal 6: M_y – Momento y

Canal 5: M_z – Momento z

Para melhor visualização da plataforma, seus equipamentos e demais instrumentos utilizados na coleta de dados, utilizou-se o diagrama da FIGURA 24.

Os indivíduos realizaram a tarefa de andar descalços, diminuindo assim os fatores externos, a exemplo, o tipo de calçado, pois alteram o padrão de movimento. Cada sujeito realizou a tarefa de andar com a repetitividade igual a cinco sobre a passarela. Anteriormente, ao início da marcha foram mensuradas as medidas antropométricas (estatura e massa corporal) do sujeito. A massa corporal foi adquirida por meio de uma balança, e a estatura através de uma fita métrica fixada à parede.

A marcação dos pontos para a filmagem foi realizada através de marcadores em forma de esfera, de 20mm sendo revestidos de material reflexivo, fixados à pele do paciente através de fita adesiva como descrito anteriormente.

Os equipamentos foram posicionados nos dias de realização dos exames, havendo assim a necessidade de estabelecer referências para garantir a reprodutibilidade das características dos exames. Aproveitando que o piso do Laboratório era revestido por peças quadradas (30cm x 30cm) estabeleceu-se que cada peça corresponderia a uma unidade de medida, e a origem como sendo a extremidade superior esquerda (FIGURA 25).

As câmeras de vídeo foram dispostas na seguinte posição (a partir do ponto zero):

TABELA 3-Disposição das câmeras.

	Coordenada x	Coordenada y
Câmera 1	138 cm	390 cm
Câmera 2	156 cm	150 cm
Câmera 3	138 cm	- 90 cm
Câmera 4	18 cm	30 cm
Câmera 5	18 cm	270 cm

As coordenadas x e y foram obtidas a partir das medidas físicas do laboratório. Para melhor compreensão segue o modelo representativo:

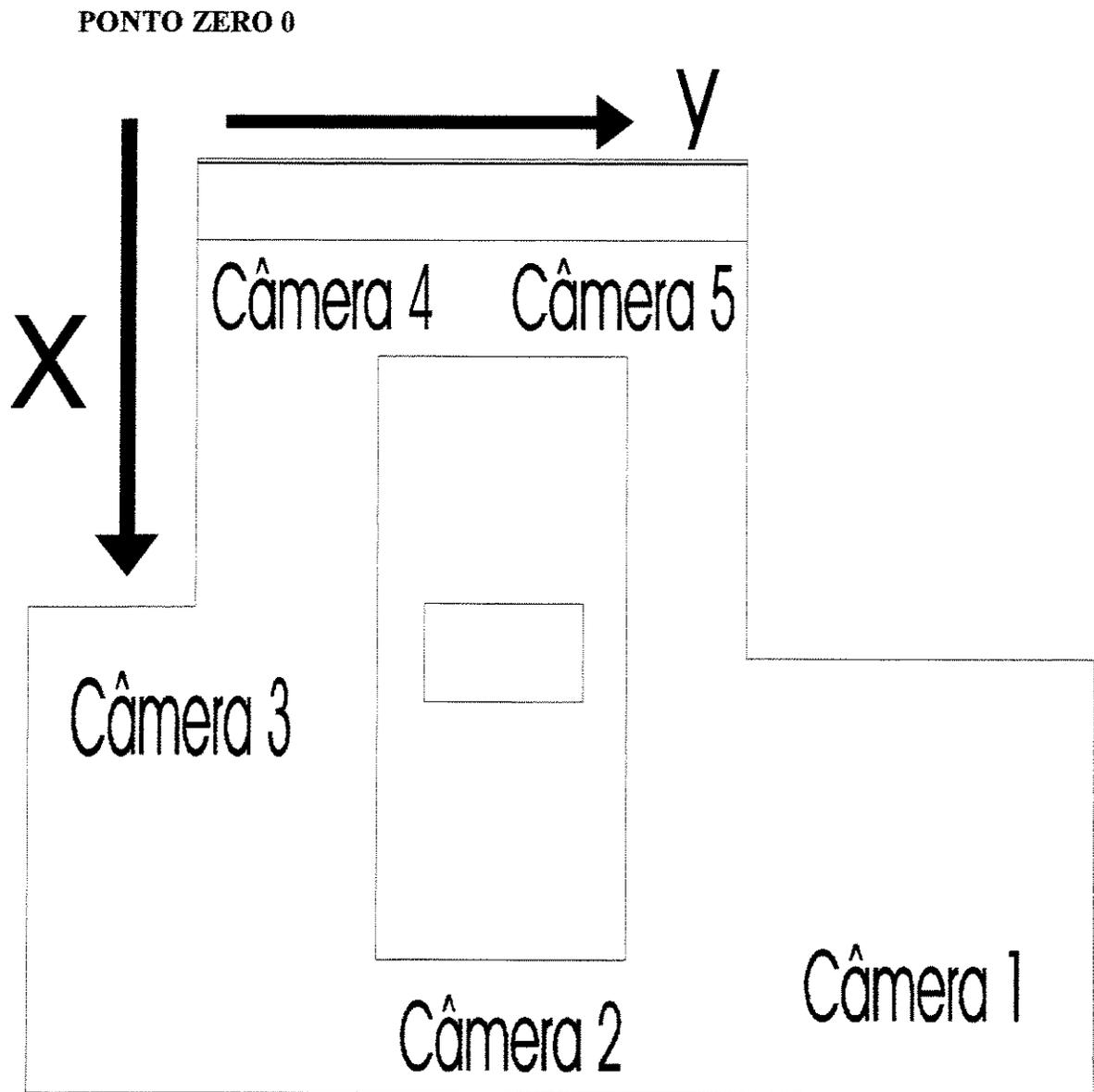


FIGURA 25-Espaço físico do Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor.

Os ângulos, orientação das câmeras e as alturas dos tripés, foram determinados por experimentação, com o propósito de cobrir adequadamente o volume de mensuração. Após o ajuste inicial, as alturas dos tripés e os ângulos aproximados de orientação das câmeras (três ângulos definidos por transferidores do suporte das câmeras) foram

registrados e estão descritos na TABELA 4. Nas montagens para a realização dos exames, estes valores eram usados para uma orientação inicial.

TABELA 4-Altura e angulação das câmeras, ajustadas nas três opções situadas nos tripés.

Câmeras	Altura (cm) do tripé	Angulação (anterior, lateral, posterior)
Câmera 1	134	16°, 0°, 45°
Câmera 2	134	17°, 0°, 90°
Câmera 3	156,5	16°, 0°, 135°
Câmera 4	156,5	20°, 0°, - 120°
Câmera 5	156,5	16°, 0°, -70°

4.4-VARIÁVEIS ESTUDADAS

Entre as possíveis variáveis da biomecânica a serem estudadas na locomoção humana, selecionou-se para o presente estudo:

4.4.1-Variáveis cinemáticas

Este estudo utilizou marcadores reflexível que se localizaram em estruturas anatômicas, a partir destes pontos analisou-se os ângulos das articulações do quadril, joelho e tornozelo, através de reconstruções tridimensionais dos pontos selecionados no segmento inferior. Descrevendo assim, apenas no plano sagital, o comportamento da curva da variação angular destas durante a fase de apoio da marcha.

Obtendo as coordenadas a partir das marcas anatômicas em cada extremidade do segmento, torna-se possível calcular o ângulo do segmento no espaço.

Os ângulos deste estudo foram mensurados no sentido anti-horário, iniciando pelo plano horizontal sendo igual a 0°. A FIGURA 26 determina a localização das marcas.

Nos segmentos pé, perna, e coxa determinam-se os ângulos articulares utilizando a convenção estabelecida por WINTER (1991).

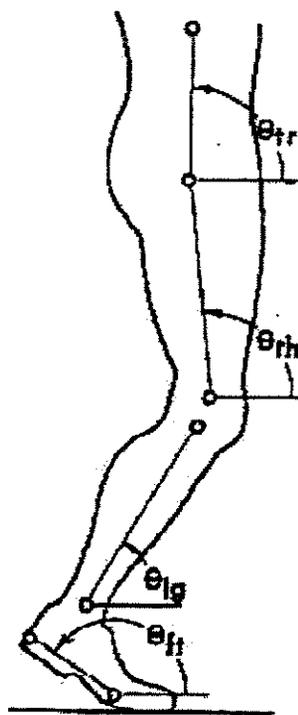


FIGURA 26-Ângulos articulares, adaptado de WINTER, 1991.

O ângulo $\varnothing 1$ é o ângulo do tornozelo, o $\varnothing 2$ é o ângulo do joelho e o ângulo $\varnothing 3$ é o ângulo do quadril no espaço. A partir destas definições os cálculos dos ângulos das articulações do tornozelo ($\varnothing 1$), joelho ($\varnothing 2$) e do quadril ($\varnothing 3$) serão:

TABELA 5-Cálculo dos ângulos articulares

$\varnothing 1 = \varnothing ft - \varnothing lg - 90^\circ$	Equação n° 1
$\varnothing 2 = \varnothing th - \varnothing lg$	Equação n° 2
$\varnothing 3 = \varnothing th - \varnothing tr$	Equação n° 3

4.4.2-Variáveis dinâmicas

Foram calculados os momentos de força das articulações do quadril, joelho e tornozelo, durante a fase de apoio da marcha, no plano sagital, descrevendo assim, o comportamento das curvas dos momentos de força. Utilizou-se o método de dinâmica inversa, consistindo na obtenção dos momentos a partir da cinemática dos corpos em estudo. As equações de movimento são obtidas a partir dos diagramas de corpos livres,

onde a posição cinemática e parâmetro antropométricos, inerciais, são parâmetros de entrada (parâmetros utilizados pelo software para estimar as equações).

Adotou-se um modelo de corpos rígidos no plano sagital, modelado em três segmentos, pé, perna e coxa. Os momentos intersegmentares para os três centros articulares (quadril, joelho e tornozelo) foram considerados como o momento líquido resultante em cada articulação.

O diagrama de corpo livre utilizado para cada segmento segue o modelo proposto por DALLA VECCHIA (1998) - diagrama de corpo rígido. Assim o índice x indica a direção horizontal e o índice y indica a direção vertical.

A variação angular, os momentos intersegmentares foram mensurados a partir do eixo horizontal igual a zero e o momento foi calculado no sentido anti-horário, já descrito. Os momentos do quadril, joelho e tornozelo foram expressos pelo momento de reação e todos os momentos internos foram normalizados em função do peso corporal (% Nm/Pc) por porcentagem do apoio, de forma a normalizar diferenças temporais e de cadência durante o andar. A potência articular foi calculada e produzida pelos momentos articulares e velocidade angular, e normalizados pelo peso corporal. As rotinas para os cálculos das forças, ângulos articulares, potência, e momentos intersegmentares foram deduzidas pelo software Qgait, da empresa Qualisys.

4.5-TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Para descrever o perfil da amostra segundo as diversas variáveis em estudo, foram feitas tabelas de frequência das variáveis categóricas e estatísticas descritivas (média, desvio padrão, mínimo, mediana, máximo) das variáveis contínuas (comprimento do passo, cadência, velocidade, duração do ciclo, apoio do membro inferior direito, apoio do membro inferior esquerdo, idade, peso, altura, força muscular do membro inferior direito e esquerdo, perimetria do membro inferior direito e esquerdo; e variação angular, potência e momento do quadril, joelho e tornozelo). Para comparar as variáveis categóricas (valgo, varo, hiperextensão, membro lesado e membro dominante) entre os grupos foi utilizado o Teste Qui-Quadrado ou, quando necessário (valores esperados menores que 5) o teste exato de Fisher, e para as variáveis contínuas entre os grupos foi utilizado o Teste de Mann-Whitney. O nível de significância adotado para os testes estatísticos foi de 5%, ou

seja, $p < 0.05$, e o nível de tendência adotado foi entre 5% e 10% ou seja, $0.05 < p < 0.10$ (CONOVER, 1971; SIEGEL, 1975).

A fim de comparar os sinais das variáveis selecionadas adquiridas em diferentes coletas intra ou inter sujeitos, foi necessária a determinação do momento exato do início e do final do apoio; considerando do início ao final do apoio, e considerando este intervalo como sendo 0 a 62% do ciclo da marcha, subdividindo-se em três períodos:

- a - 0 a 12%: duplo apoio inicial (DAI)
- b - 12 a 50%: apoio simples (AS)
- c - 50 a 62%: segundo duplo apoio (DAS)

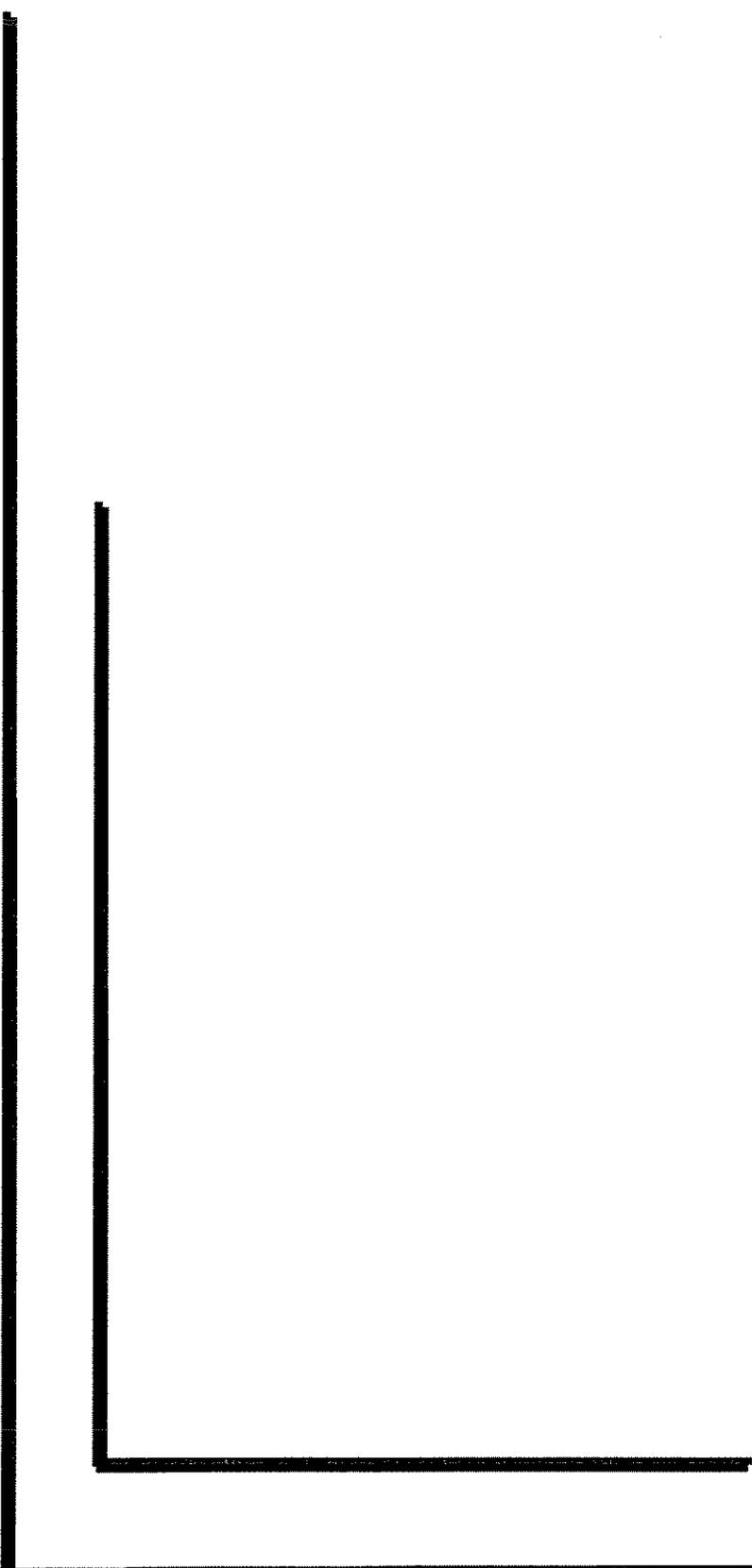
Como descritos anteriormente os dados quantitativos das variáveis escolhidas foram analisadas através de técnicas quantitativas não paramétricas. Calculou-se a média aritmética das cinco tentativas de cada sujeito para as variáveis selecionadas. Realizou-se primeiramente a média das curvas intra-sujeitos, obtendo-se uma curva única representativa das cinco coletas efetuadas em cada sujeito com respectivos desvios padrões. Assim, se obteve a média e o desvio padrão entre valores máximos, médios e mínimos de cada um dos indivíduos da amostra.

Os valores das variáveis de interesse foram comparados em função dos dois grupos: grupo I: indivíduos com a lesão do LCA e grupo II: sujeitos normais. O software utilizado nesta análise foi o The SAS system for windows (statistical analysis system), versão 8.02.

4.6-LIMITAÇÕES METODOLÓGICAS

É de grande valia determinar fontes de incertezas observadas durante o desenvolvimento deste estudo, bem como considerar as restrições ambientais por se tratar de uma avaliação em laboratório.

- a- não foram considerados os tipos de ruptura ligamentar (parcial ou total) e tipos de ruptura meniscal;
- b- a investigação não abordou questões referentes ao período pós-cirúrgico da reconstrução ligamentar;
- c- o sistema de captura não era fixo, necessitando de nova montagem a cada (dia) coleta de dados.



5- RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos para o grupo I- sujeitos com lesão do LCA, e grupo II- sujeitos normais, para uma análise inicialmente descritiva das variáveis selecionadas (cadência, comprimento do passo, velocidade, duração do ciclo, apoio do membro inferior direito e esquerdo, idade, peso, altura, força muscular do membro inferior direito e esquerdo, perimetria do membro inferior direito e esquerdo, momento de força intersegmentar da articulação do quadril, joelho e tornozelo; variação angular do quadril, joelho e tornozelo, e potência do quadril, joelho e tornozelo), segundo os propósitos definidos para esse trabalho.

Após a coleta de dados foram analisados os resultados obtidos para a locomoção humana. Calcularam-se os valores máximos, média, mediana e desvio padrão para os testandos, grupo I e grupo II, de todos os parâmetros envolvidos no experimento.

Para as variáveis variação angular, momento e potência, os valores mínimos também foram calculados (para a análise da amplitude de variação dos resultados).

TABELA 6- Estatísticas descritivas das variáveis de interesse pela variável grupo.

Comprimento do Passo (metro)					
GRUPO	N	MÉDIA	DP	MAX	MEDIANA
LESADO	16	1.24	0.10	1.4	1.25
NORMAL	10	1.24	0.11	1.4	1.25
Teste de Mann Whitney: $p=0.9363$					
Duração do Ciclo (segundo)					
GRUPO	N	MÉDIA	DP	MAX	MEDIANA
LESADO	16	1.15	0.10	1.4	1.10
NORMAL	10	1.19	0.11	1.4	1.15
Teste de Mann Whitney: $p=0.4385$					
Idade (anos)					
GRUPO	N	MÉDIA	DP	MAX	MEDIANA
LESADO	16	31.8	3.82	41	31.0
NORMAL	10	27.4	4.12	35	27.5
Teste de Mann Whitney: $p=0.0183$					
Força Muscular: MI direito					
GRUPO	N	MÉDIA	DP	MAX	MEDIANA
LESADO	10	4.8	0.42	5	5
NORMAL	10	5.0	0.00	5	5
Teste de Mann Whitney: $p=0.1675$					
Força Muscular: MI esquerdo					
GRUPO	N	MÉDIA	DP	MAX	MEDIANA
LESADO	16	4.5	0.53	5	4.5
NORMAL	10	5.0	0.00	5	5.0
Teste de Mann Whitney: $p=0.0137$					

De acordo com a tabela descrita acima, dentre as variáveis de interesse, apenas as variáveis idade e força muscular em membro inferior esquerdo têm relevância: a primeira apresentou o nível de significância $p=0.0183$; a segunda apresentou nível de significância $p=0.0137$.

TABELA 7- Estatísticas descritivas das variáveis de interesse pela variável grupo.

Cadência (passos/minuto)					
GRUPO	N	MÉDIA	DP	MAX	MEDIANA
LESADO	16	106.43	3.18	111	105.50
NORMAL	10	103.73	9.16	117	105.15
Teste de Mann Whitney: $p=0.5193$					
Velocidade (metros/segundo)					
GRUPO	N	MÉDIA	DP	MAX	MEDIANA
LESADO	16	1.8	0.12	1.2	1.10
NORMAL	10	1.11	0.18	1.3	1.15
Teste de Mann Whitney: $p=0.5623$					
Apoio do MID (%)					
GRUPO	N	MÉDIA	DP	MAX	MEDIANA
LESADO	16	61.74	2.47	66	62.00
NORMAL	10	62.55	1.26	65	62.25
Teste de Mann Whitney: $p=0.4442$					
Apoio do MIE (%)					
GRUPO	N	MÉDIA	DP	MAX	MEDIANA
LESADO	16	59.21	3.54	64	59
NORMAL	10	61.70	1.57	64	62
Teste de Mann Whitney: $p=0.1155$					
Peso (Kg)					
GRUPO	N	MÉDIA	DP	MAX	MEDIANA
LESADO	16	75.7	6.86	86	77
NORMAL	10	73.5	8.91	85	74
Teste de Mann Whitney: $p=0.6225$					
Altura (metros)					
GRUPO	N	MÉDIA	DP	MAX	MEDIANA
LESADO	16	1.76	0.06	1.82	1.79
NORMAL	10	1.75	0.05	1.86	1.75
Teste de Mann Whitney: $p=0.4028$					
Perimetria – Esquerdo					
GRUPO	N	MÉDIA	DP	MAX	MEDIANA
LESADO	16	44.19	3.53	51.0	43
NORMAL	10	48.40	4.70	54.5	49
Teste de Mann Whitney: $p=0.0490$					
Perimetria – Direito					
GRUPO	N	MÉDIA	DP	MAX	MEDIANA
LESADO	16	44.70	3.44	50.5	43.5
NORMAL	10	48.15	4.38	54.0	48.5
Teste de Mann Whitney: $p=0.0954$ (tendência)					

As variáveis representadas na TABELA 7 cadência, velocidade, apoio do membro inferior direito e esquerdo, quando comparadas inter grupos (I e II), não apresentaram o nível de significância adotado para os testes estatísticos do atual trabalho (5% ou $p < 0.05$). Apenas as variáveis perimetria direita e esquerda apresentaram, respectivamente, o nível de significância $p=0.0490$ e de tendência $p=0.0954$.

TABELA 8-Tabelas de freqüência das variáveis de interesse pela variável grupo.

GRUPO	Valgo		SIM	%	TOTAL
	NÃO	%			
LESADO	8	50	8	50	16
NORMAL	4	40	6	60	10
TOTAL	12		14		26
Teste Exato de Fisher: $p=1.0000$					
GRUPO	Varo		SIM	%	TOTAL
	NÃO	%			
LESADO	13	80	3	20	16
NORMAL	8	80	2	20	10
TOTAL	16		4		20
Teste Exato de Fisher: $p=1.0000$					
GRUPO	Hiperextensão		SIM	%	TOTAL
	NÃO	%			
LESADO	10	60	6	40	16
NORMAL	7	70	3	30	10
TOTAL	13		7		20
Teste Exato de Fisher: $p=1.0000$					
GRUPO	Lado Lesado / Dominante - Direito		SIM	%	TOTAL
	NÃO	%			
LESADO	10	60	6	40	16
NORMAL	4	40	6	60	10
TOTAL	14		12		20
Teste Qui-Quadrado: $p=0.3711$					

A TABELA 8 representa as variáveis categóricas quanto à presença das alterações angulares valgo, varo e hiperextensão, além do membro predominante lesado no grupo I, e o lado dominante no grupo II. Essas variáveis não apresentaram o nível de significância adotado.

**TABELA 9-Estatísticas descritivas da variação angular máxima e mínima por grupo
(membro lesado)**

Variável	N	GRUPO LESADO				
		Média	Desvio Padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
MAXFQ1	16	28.69	5.64	20.00	29.00	39.00
MINFQ1	16	24.13	8.25	10.00	22.50	36.00
MAXFQ2	16	25.25	8.03	8.00	25.00	35.00
MINFQ2	16	4.69	8.59	15.00	7.00	12.00
MAXFQ3	16	10.00	5.30	5.00	8.00	20.00
MINFQ3	16	0.25	6.04	8.00	0.00	7.00
MAXEQ1	16	5.38	3.93	3.00	7.00	9.00
MINEQ1	16	2.63	1.36	5.00	2.50	1.00
MAXEQ2	16	7.06	2.38	3.00	7.50	10.00
MINEQ2	16	2.25	4.40	8.00	2.00	3.00
MAXEQ3	16	0.44	5.80	8.00	2.00	6.00
MINEQ3	16	4.56	3.05	10.00	4.50	1.00
MAXFJ1	16	19.25	4.95	9.00	20.50	26.00
MINFJ1	16	12.13	5.89	2.00	15.00	19.00
MAXFJ2	16	22.75	1.73	20.00	23.00	25.00
MINFJ2	15	15.73	3.43	9.00	17.00	19.00
MAXFJ3	16	53.63	11.92	37.00	61.50	65.00
MINFJ3	16	22.94	4.33	18.00	21.00	30.00
MAXEJ1	16	0.38	1.71	2.00	1.00	2.00
MINEJ1	16	4.81	2.17	8.00	5.50	2.00
MAXEJ2	16	0.94	1.77	3.00	1.00	2.00
MINEJ2	16	3.56	1.79	6.00	3.50	1.00
MAXEJ3	16	0.56	7.03	10.00	0.50	9.00
MINEJ3	16	7.31	4.48	14.00	7.50	1.00
MAXDT1	16	2.38	3.48	3.00	3.50	6.00
MINDT1	16	2.81	3.58	7.00	4.00	3.00
MAXDT2	16	17.75	5.71	10.00	17.00	26.00
MINDT2	16	2.56	3.90	6.00	4.00	6.00
MAXDT3	16	8.56	10.71	6.00	13.00	20.00
MINDT3	16	2.75	7.23	12.00	2.50	6.00
MAXFT1	16	6.38	2.68	2.00	7.50	9.00
MINFT1	16	0.75	2.65	4.00	2.00	5.00
MAXFT2	16	12.81	4.94	4.00	13.50	20.00
MINFT2	16	1.88	4.53	10.00	3.00	6.00
MAXFT3	16	15.69	7.85	7.00	15.00	26.00
MINFT3	16	6.44	5.48	1.00	3.00	15.00

TABELA 10-Estatísticas descritivas da variação angular máxima e mínima por grupo
(membro dominante)

GRUPO NORMAL						
Variável	N	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
MAXFQ1	16	26.90	6.74	20.00	24.00	40.00
MINFQ1	16	13.20	15.98	10.00	19.00	38.00
MAXFQ2	16	22.10	12.68	5.00	24.00	35.00
MINFQ2	16	7.90	5.82	19.00	8.00	1.00
MAXFQ3	16	8.10	10.57	10.00	11.50	19.00
MINFQ3	16	7.80	6.05	19.00	6.50	1.00
MAXEQ1	16	4.50	5.23	8.00	5.50	10.00
MINEQ1	16	0.40	4.01	9.00	0.00	5.00
MAXEQ2	16	7.00	2.21	4.00	7.50	10.00
MINEQ2	16	0.60	3.20	3.00	0.50	5.00
MAXEQ3	16	1.30	4.11	3.00	1.50	10.00
MINEQ3	16	4.00	4.57	10.00	5.50	3.00
MAXFJ1	16	21.60	5.44	10.00	22.50	28.00
MINFJ1	16	6.70	3.86	2.00	5.50	15.00
MAXFJ2	16	21.20	6.39	10.00	21.00	30.00
MINFJ2	15	3.90	7.64	7.00	2.50	15.00
MAXFJ3	16	25.30	3.80	20.00	25.00	32.00
MINFJ3	16	9.70	3.09	5.00	9.50	15.00
MAXEJ1	16	2.30	2.54	1.00	1.50	8.00
MINEJ1	16	2.10	4.43	12.00	1.50	5.00
MAXEJ2	16	2.40	2.32	1.00	2.00	8.00
MINEJ2	16	2.00	3.74	6.00	3.00	7.00
MAXEJ3	16	1.90	2.02	2.00	2.00	6.00
MINEJ3	16	1.50	2.68	5.00	1.50	5.00
MAXDT1	16	10.50	6.75	5.00	12.00	18.00
MINDT1	16	3.10	4.31	10.00	4.00	3.00
MAXDT2	16	16.90	7.19	7.00	20.50	25.00
MINDT2	16	2.20	5.49	10.00	4.00	8.00
MAXDT3	16	8.40	5.74	4.00	9.00	16.00
MINDT3	16	2.20	3.36	6.00	3.50	3.00
MAXFT1	16	16.30	4.62	9.00	16.00	23.00
MINFT1	16	13.20	5.39	6.00	12.50	21.00
MAXFT2	16	18.00	5.19	12.00	17.00	28.00
MINFT2	16	14.80	4.52	8.00	15.50	22.00
MAXFT3	16	16.70	5.19	11.00	15.00	26.00
MINFT3	16	11.50	4.81	6.00	11.00	22.00

QUADRO 1-Representação dos resultados estatísticos.

LEGENDA			
Modelo: ABCD			
A	B	C	D
	F → Flexão E → Extensão	Q → Quadril J → Joelho	1 → DAI 2 → AS
MAX → Máximo MIN → Mínimo	D → Dorsiflexão FP → Flexão Plantar	T → Tornozelo	3 → DAS

Teste de Mann-Whitney							
MAXFQ1 p=0.4124	MINFQ1 p=0.0910*	MAXFQ2 p=0.5967	MINFQ2 p=0.5064	MAXFQ3 p=0.9366	MINFQ3 p=0.0290	MAXEQ1 p=0.7294	MINEQ1 p=0.0348
MAXEQ2 p=0.9151	MINEQ2 p=0.1874	MAXEQ3 p=0.8522	MINEQ3 p=1.0000	MAXFJ1 p=0.1529	MINFJ1 p=0.0172	MAXFJ2 p=0.5569	MINFJ2 p=0.0003
MAXFJ3 p<0.0001	MINFJ3 p<0.0001	MAXEJ1 p=0.0105	MINEJ1 p=0.0117	MAXEJ2 p=0.0010	MINEJ2 p=0.3792	MAXEJ3 p=0.3136	MINEJ3 p=0.0034
MAXDT1 p=0.0018	MINDT1 p=0.9788	MAXDT2 p=0.7303	MINDT2 p=0.9574	MAXDT3 p=0.4435	MINDT3 p=0.9578	* tendência / significativo	
MAXFT1 p<0.0001	MINFT1 p<0.0001	MAXFT2 p=0.0506*	MINFT2 p<0.0001	MAXFT3 p=0.0509*	MINFT3 p=0.0531*		

As tabelas 9 e 10 permitem comparar as variáveis entre grupos (pacientes com lesão e indivíduos normais) onde as seguintes variáveis apresentaram o nível de significância: máxima flexão do joelho na fase de DAS, $p<0.0001$; mínima flexão do joelho na fase de DAI, $p=0.0172$; mínima flexão do joelho na fase de AS, $p=0.0003$; mínima flexão do joelho na fase de DAS, $p<0.0001$; máxima extensão do joelho na fase de DAI, $p=0.0105$; máxima extensão do joelho na fase de AS, $p=0.0010$; mínima extensão do joelho na fase de DAI, $p=0.0017$; mínima extensão do joelho na fase de DAS, $p=0.0034$; mínima flexão do quadril na fase de DAS, $p=0.0290$; mínima extensão do quadril na fase DAI,

p=0.0348; máxima dorsiflexão do tornozelo na fase de DAI, p=0.0018; máxima flexão plantar do tornozelo na fase de DAI, p<0.001; máxima flexão plantar do tornozelo na fase de AS, p=0.056; mínima flexão plantar do tornozelo na fase de DAI, p<0.001; mínima flexão plantar do tornozelo na fase de AS, p<0.001; mínima flexão plantar do tornozelo na fase de DAS, p<0.0531. Entretanto apenas a seguinte variável apresentou o nível de tendência (5% a 10%): máxima flexão plantar do tornozelo na fase de DAS, p=0.0509; mínima flexão do quadril na fase de DAI, p=0.0910 (QUADRO 1).

Os gráficos descritos no presente trabalho foram gerenciados pelo software Microcal Origin versão 5.0, e se referem às articulações analisadas e respectivos movimentos, e expressam os valores máximos, mediana e desvio padrão, seguindo o modelo proposto por ROBERTS et al. (1998).

Os pacientes com a lesão apresentaram maior variação angular ao movimento de flexão da articulação do joelho, a partir da segunda metade da fase de apoio, quando comparado ao grupo controle. Ao movimento de extensão, o grupo I apresentou maior amplitude durante toda a fase de apoio (GRÁFICO 1).

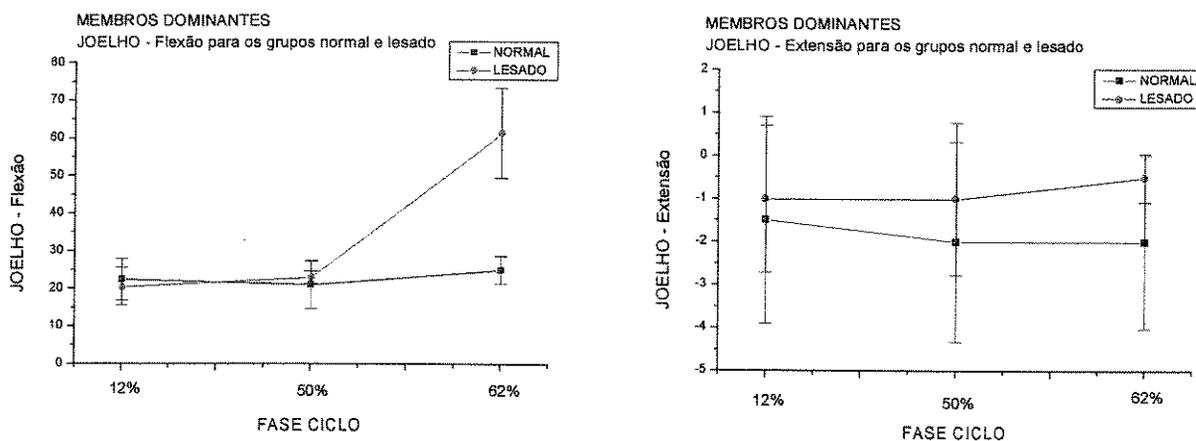


GRÁFICO 1-Gráficos mostrando a variação angular dos movimentos de flexão e extensão da articulação do joelho para os grupos I e II. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.

Os pacientes com a lesão apresentaram menor variação angular ao movimento de extensão e flexão da articulação do quadril, quando comparados ao grupo controle durante a fase de apoio (GRÁFICO 2).

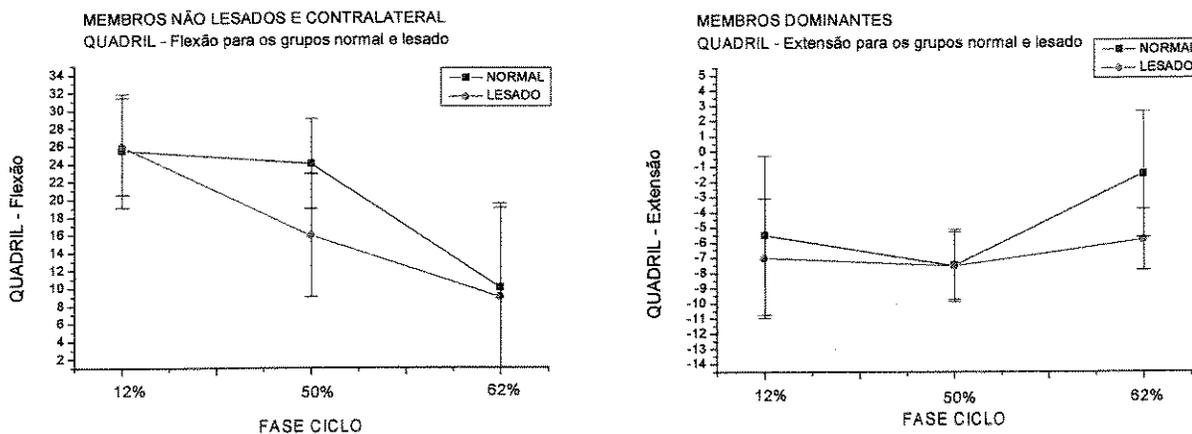


GRÁFICO 2-Gráficos mostrando a variação angular dos movimentos de flexão e extensão da articulação do quadril para os grupos I e II. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.

A variação angular na articulação do tornozelo apresentou maior amplitude ao movimento de flexão plantar, ocorrendo o inverso ao movimento de dorsiflexão no grupo II (GRÁFICO 3).

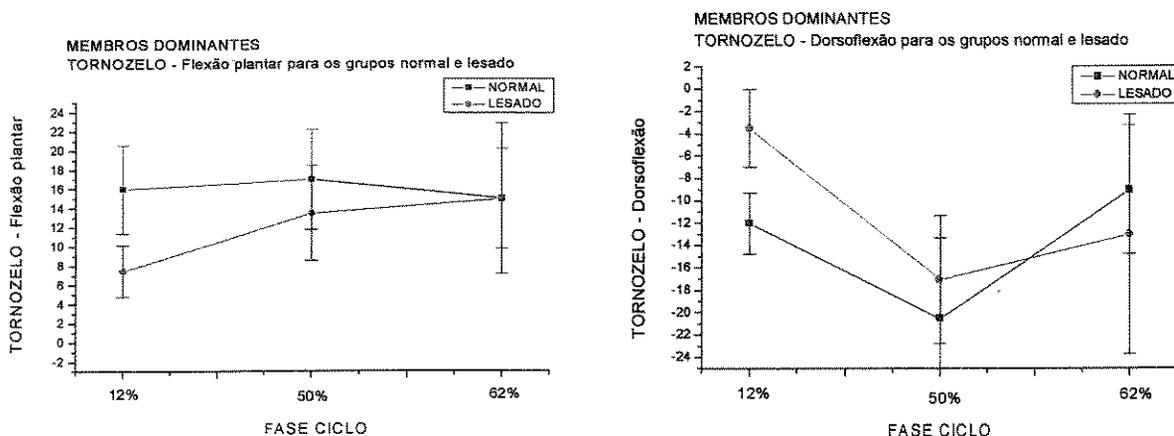


GRÁFICO 3-Gráficos mostrando a variação angular dos movimentos de dorsiflexão e flexão plantar da articulação do tornozelo para os grupos I e II. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.

**TABELA 11-Estatísticas descritivas da variação angular máxima e mínima por grupo
(membro não lesado -grupo I).**

GRUPO LESADO						
Variável	N	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
MAXFQ1CL	16	26.50	5.45	20.00	26.00	39.00
MINFQ1CL	16	17.88	5.43	12.00	16.50	34.00
MAXFQ2CL	16	17.88	6.92	10.00	16.00	37.00
MINFQ2CL	16	4.38	10.49	19.00	6.00	8.00
MAXFQ3CL	16	10.13	9.01	10.00	10.00	22.00
MINFQ3CL	16	1.56	8.56	18.00	3.50	10.00
MAXEQ1CL	16	5.00	2.97	2.00	4.50	10.00
MINEQ1CL	16	1.56	2.68	2.00	2.00	6.00
MAXEQ2CL	16	6.81	2.32	3.00	7.00	10.00
MINEQ2CL	16	1.25	3.66	12.00	2.00	4.00
MAXEQ3CL	16	2.81	3.29	3.00	3.00	10.00
MINEQ3CL	16	2.56	1.63	5.00	2.00	1.00
MAXFJ1CL	16	19.47	6.08	2.00	22.00	25.00
MINFJ1CL	16	14.13	7.02	1.00	17.00	21.00
MAXFJ2CL	16	20.50	9.32	10.00	20.00	52.00
MINFJ2CL	16	9.69	1.25	8.00	10.00	12.00
MAXFJ3CL	16	52.63	8.39	38.00	54.50	63.00
MINFJ3CL	16	19.88	7.14	10.00	20.50	30.00
MAXEJ1CL	16	0.94	3.68	5.00	1.00	6.00
MINEJ1CL	16	5.13	1.63	7.00	5.50	2.00
MAXEJ2CL	16	0.44	2.66	3.00	1.00	4.00
MINEJ2CL	16	4.06	1.44	6.00	4.00	1.00
MAXEJ3CL	16	2.63	1.54	5.00	2.50	1.00
MINEJ3CL	16	5.69	4.01	11.00	5.50	1.00
MAXDT1CL	16	5.25	3.96	6.00	5.50	10.00
MINDT1CL	16	3.13	2.25	11.00	3.00	1.00
MAXDT2CL	16	13.00	3.76	6.00	13.00	19.00
MINDT2CL	16	1.06	5.21	8.00	4.00	6.00
MAXDT3CL	16	8.31	2.52	5.00	8.00	13.00
MINDT3CL	16	5.88	2.87	10.00	5.00	2.00
MAXFT1CL	16	6.25	8.56	2.00	3.50	19.00
MINFT1CL	16	0.81	6.04	8.00	3.00	8.00
MAXFT2CL	16	8.44	4.59	4.00	6.50	18.00
MINFT2CL	16	1.50	7.11	7.00	5.00	13.00
MAXFT3CL	16	11.13	6.72	3.00	11.00	27.00
MINFT3CL	15	3.53	5.78	2.00	2.00	15.00

TABELA 12-Estatísticas descritivas da variação angular máxima e mínima por grupo
(membro contralateral não dominante -grupo II).

Variável	N	GRUPO NORMAL				
		Média	Desvio Padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
MAXFQ1CL	16	27.70	6.40	1.00	25.50	41.00
MINFQ1CL	16	20.20	6.41	10.00	18.50	32.00
MAXFQ2CL	16	24.40	5.04	18.00	24.00	32.00
MINFQ2CL	16	17.40	6.93	3.00	17.00	28.00
MAXFQ3CL	16	6.90	9.48	12.00	10.00	17.00
MINFQ3CL	16	5.80	5.41	16.00	3.50	1.00
MINEQ1CL	16	0.40	4.01	9.00	0.00	5.00
MAXEQ1CL	16	4.50	5.23	8.00	5.50	1.00
MAXEQ2CL	10	7.00	2.21	4.00	7.50	10.00
MINEQ2CL	10	0.60	3.20	3.00	0.50	5.00
MAXEQ3CL	10	1.30	4.11	3.00	1.50	10.00
MINEQ3CL	10	4.00	4.57	10.00	5.50	3.00
MAXFJ1CL	16	21.60	5.44	10.00	22.50	28.00
MINFJ1CL	16	6.70	3.86	2.00	5.50	15.00
MAXFJ2CL	16	21.20	6.39	10.00	21.00	30.00
MINFJ2CL	16	3.90	7.64	7.00	2.50	15.00
MAXFJ3CL	16	25.30	3.80	20.00	25.00	32.00
MINFJ3CL	16	9.70	3.09	5.00	9.50	15.00
MAXEJ1CL	10	2.30	2.54	1.00	1.50	8.00
MINEJ1CL	10	2.10	4.43	12.00	1.50	5.00
MAXEJ2CL	10	2.40	2.32	1.00	2.00	8.00
MINEJ2CL	10	2.00	3.74	6.00	3.00	7.00
MAXEJ3CL	10	1.90	2.02	2.00	2.00	6.00
MINEJ3CL	10	1.50	2.68	5.00	1.50	5.00
MAXDT1CL	16	10.50	6.75	5.00	12.00	18.00
MINDT1CL	16	3.10	4.31	10.00	4.00	3.00
MAXDT2CL	16	16.90	7.19	7.00	20.50	25.00
MINDT2CL	16	2.20	5.49	10.00	4.00	8.00
MAXDT3CL	16	8.40	5.74	4.00	9.00	16.00
MINDT3CL	16	2.20	3.36	6.00	3.50	3.00
MAXFT1CL	10	16.30	4.62	9.00	16.00	23.00
MINFT1CL	10	13.20	5.39	6.00	12.50	21.00
MAXFT2CL	10	18.00	5.19	12.00	17.00	28.00
MINFT2CL	10	14.80	4.52	8.00	15.50	22.00
MAXFT3CL	10	16.70	5.19	11.00	15.00	26.00
MINFT3CL	15	11.50	4.81	6.00	11.00	22.00

LEGENDA			
Modelo: ABCDCL			
A	B	C	D
MAX → Máximo MIN → Mínimo	F → Flexão E → Extensão	Q → Quadril J → Joelho	1CL → DAI 2CL → AS 3CL → DAS
	D → Dorsiflexão FP → Flexão Plantar	T → Tornozelo	

Teste de Mann-Whitney							
MAXFQ1CL p=0.5788	MINFQ1CL p=0.2666	MAXFQ2CL p=0.0043	MINFQ2CL p=0.0001	MAXFQ3CL p=0.4764	MINFQ3CL p=0.0131	MAXEQ1CL p=0.8315	MINEQ1CL p=0.1730
MAXEQ2CL p=0.9362	MINEQ2CL p=0.4069	MAXEQ3CL p=0.1828	MINEQ3CL p=0.1969	MAXFJ1CL p=0.2875	MINEJ1CL p=0.0076	MAXFJ2CL p=0.2515	MINFJ2CL p=0.0511*
MAXFJ3CL p<0.0001	MINFJ3CL p=0.0005	MAXEJ1CL p=0.0209	MINEJ1CL p=0.0057	MAXEJ2CL p=0.0255	MINEJ2CL p=0.1017	MAXEJ3CL p=0.0001	MINEJ3CL p=0.0211
MAXDT1CL p=0.0095	MINDT1CL p=0.3752	MAXDT2CL p=0.1778	MINDT2CL p=0.8511	MAXDT3CL p=0.5763	MINDT3CL p=0.0335	* tendência / significativo	
MAXFT1CL p=0.0064	MINFT1CL p=0.0001	MAXFT2CL p=0.0007	MINFT2CL p=0.0003	MAXFT3CL p=0.0136	MINFT3CL p=0.0046		

QUADRO 2-Representação dos resultados estatísticos.

As tabelas 11 e 12 permitem comparar as variáveis inter pacientes (membro não lesado (grupo I) e membro contralateral do membro dominante (grupo II)) onde as seguintes variáveis apresentaram nível de significância: máxima flexão do quadril contralateral na fase de AS, $p=0.0043$; mínima flexão do quadril contralateral na fase de AS, $p=0.0001$; mínima flexão do quadril contralateral na fase de DAS, $p=0.0131$; máxima flexão do joelho contralateral na fase de DAS, $p<0.0001$; mínima flexão do joelho

contralateral na fase de DAI, $p=0.0076$; mínima flexão do joelho contralateral na fase de DAS, $p=0.0005$; máxima extensão do joelho contralateral na fase de DAI, $p=0.0209$; máxima extensão do joelho contralateral na fase de AS, $p=0.0255$; máxima extensão do joelho contralateral na fase de DAS, $p=0.0001$; mínima extensão do joelho contralateral na fase de DAI, $p=0.0057$; mínima extensão do joelho contralateral na fase de DAS, $p=0.0211$; máxima dorsiflexão contralateral do tornozelo na fase de DAI, $p=0.0095$; mínima dorsiflexão contralateral do tornozelo na fase de DAS, $p=0.0335$; máxima flexão plantar do tornozelo contralateral na fase de DAI, $p=0.0064$; máxima flexão plantar do tornozelo contralateral na fase de AS, $p=0.0007$; máxima flexão plantar do tornozelo contralateral na fase de DAS, $p=0.0136$; mínima flexão plantar do tornozelo contralateral na fase de DAI, $p=0.0001$; mínima flexão plantar do tornozelo contralateral na fase de AS, $p=0.0003$; mínima flexão plantar do tornozelo contralateral na fase de DAS, $p=0.0046$. A seguinte variável apresentou nível de tendência: mínima flexão do joelho contralateral na fase de AS, $p=0.0511$ (QUADRO 2).

Os pacientes com a lesão apresentaram maior variação angular ao movimento de flexão da articulação do joelho na fase de DAS quando comparados ao grupo controle. O movimento de extensão decresceu na fase de DAS (GRÁFICO 4).

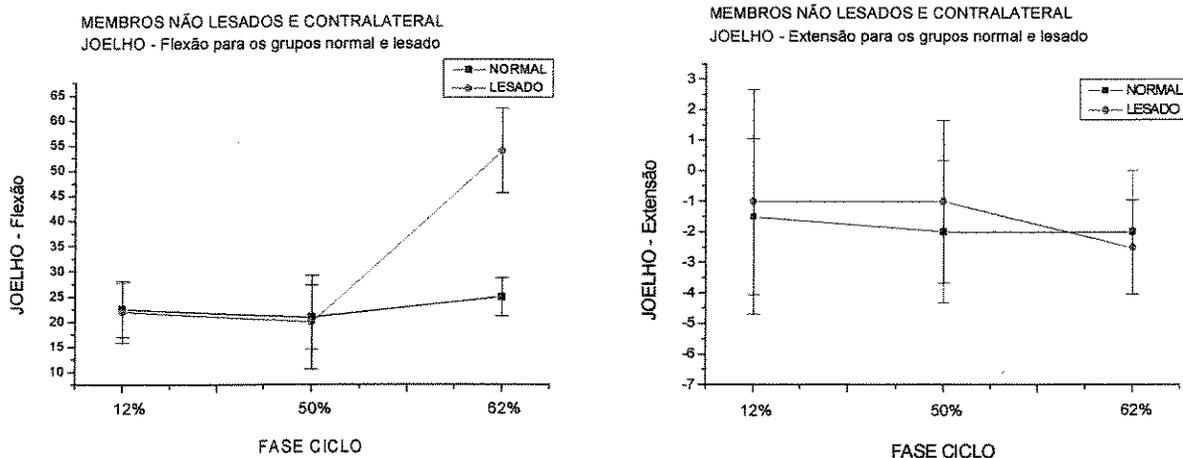


GRÁFICO 4-Gráficos mostrando a variação angular dos movimentos de flexão e extensão da articulação do joelho para os grupos I- membro não lesado e grupo II- membro contralateral não dominante. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.

O movimento de extensão do quadril não apresentou diferença significativa entre os grupos. A maior amplitude observada ao movimento de flexão do quadril ocorreu no grupo II (GRÁFICO 5).

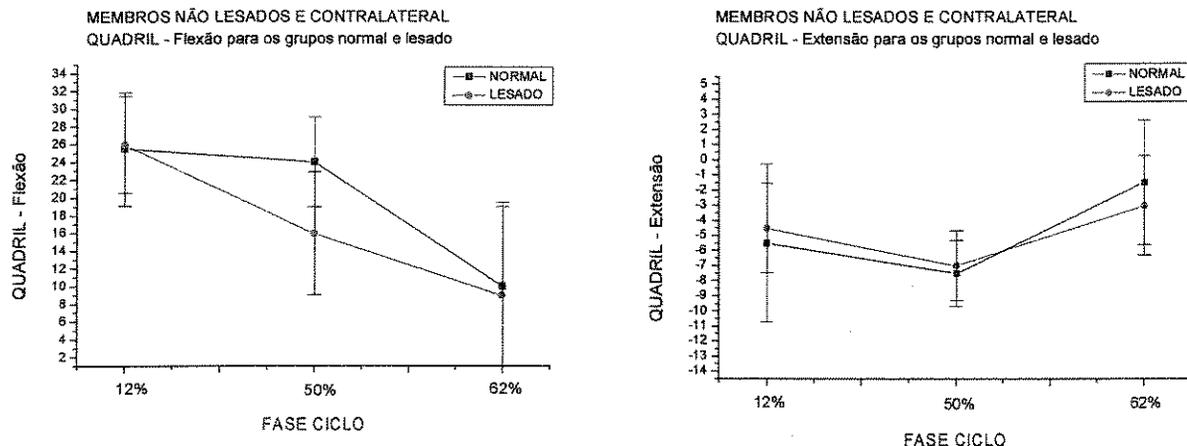


GRÁFICO 5-Gráficos mostrando a variação angular dos movimentos de flexão e extensão da articulação do quadril para os grupos I- membro não lesado e grupo II- membro contralateral não dominante. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.

Na articulação do tornozelo ao movimento de flexão plantar, maior amplitude foi observada no grupo II, ocorrendo o inverso com o movimento de dorsiflexão durante a fase de apoio (GRÁFICO 6).

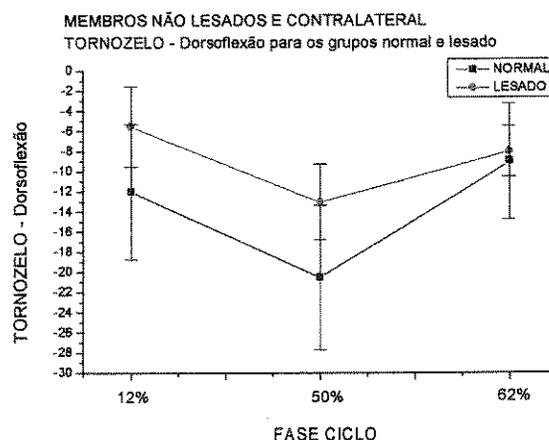
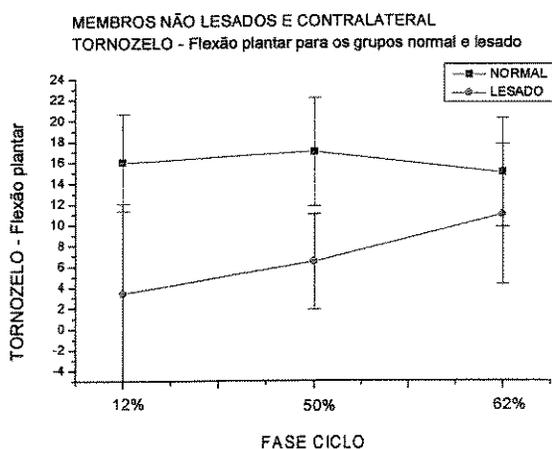


GRÁFICO 6-Gráficos mostrando a variação angular dos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão da articulação do tornozelo para os grupos I- membro não lesado, e grupo II- membro contralateral não dominante. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.

TABELA 13-Estatísticas descritivas da potência (W/Kg) máxima por grupo.

Variável	N	GRUPO LESADO				
		Média	Desvio Padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
PEQ1	16	5.46	0.50	4.90	5.40	6.20
PEQ2	16	4.46	0.52	3.80	4.30	5.20
PEQ3	16	4.84	0.46	4.20	4.85	5.80
PFQ1	16	5.21	0.47	4.60	5.20	5.90
PFQ2	16	4.07	0.51	3.40	3.85	4.80
PFQ3	16	4.84	0.46	4.20	4.85	5.80
PFJ1	16	4.24	0.35	3.70	4.25	4.80
PFJ2	16	3.82	0.39	3.10	3.90	4.50
PFJ3	16	3.52	0.40	2.90	3.45	4.30
PEJ1	16	13.68	10.32	13.20	13.70	14.10
PEJ2	16	13.40	10.31	12.90	13.40	13.80
PEJ3	16	13.25	10.28	12.80	13.20	13.70
PDT1	16	3.90	0.12	3.70	3.90	4.10
PDT2	16	3.72	0.15	3.40	3.75	3.90
PDT3	16	3.92	0.09	3.80	3.90	4.10
PFT1	16	25.51	20.24	25.10	25.55	25.80
PFT2	16	26.09	20.24	25.70	26.15	26.40
PFT3	16	24.80	20.12	24.60	24.80	25.00

TABELA 14-Estatísticas descritivas da potência (W/Kg) máxima por grupo.

GRUPO NORMAL						
Variável	N	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
PEQ1	16	5.74	0.48	5.10	5.75	6.50
PEQ2	16	4.72	0.52	4.00	4.55	5.50
PEQ3	16	5.21	0.44	4.60	5.25	6.10
PFQ1	16	5.59	0.48	4.90	5.60	6.30
PFQ2	16	4.61	0.49	4.00	4.45	5.30
PFQ3	16	5.08	0.43	4.50	5.05	6.00
PFJ1	16	4.61	0.53	3.80	4.85	5.20
PFJ2	16	4.89	0.52	4.10	5.20	5.50
PFJ3	16	4.36	0.41	3.60	4.55	4.80
PEJ1	16	14.11	10.31	13.60	14.15	14.60
PEJ2	16	13.60	10.37	13.00	13.65	14.30
PEJ3	16	13.36	10.39	12.80	13.25	14.10
PDT1	16	5.66	0.23	5.30	5.75	5.90
PDT2	16	6.20	0.25	5.80	6.25	6.50
PDT3	16	5.00	0.12	4.80	5.00	5.20
PFT1	16	23.85	20.17	23.50	23.85	24.20
PFT2	16	23.63	20.25	23.20	23.60	23.90
PFT3	16	23.90	20.12	23.70	23.90	24.10

LEGENDA			
Modelo: ABCD			
A	B	C	D
P → Potência	F → Flexão E → Extensão	Q → Quadril J → Joelho T → Tornozelo	1 → DAI 2 → AS 3 → DAS
	D → Dorsiflexão FP → Flexão Plantar		

Teste de Mann-Whitney		
PEQ1 p=0.235	PEQ2 p=0.1974	PEQ3 p=0.0681*
PFQ1 p=0.1393	PFQ2 p=0.0341	PFQ3 p=0.2251
PFJ1 p=0.0881*	PFJ2 p=0.0006	PFJ3 p=0.0017
PEJ1 p=0.0108	PEJ2 p=0.2868	PEJ3 p=0.6479
PDT1 p=0.0002	PDT2 p=0.0002	PDT3 p=0.0002
PFT1 p=0.0002	PFT2 p=0.0002	PFT3 P=0.0002
* <i>tendência / significativo</i>		

QUADRO 3-Representação dos resultados estatísticos.

As tabelas 13 e 14 permitem comparar a variável potência entre grupos (pacientes com lesão (lado lesado) e indivíduos normais (lado dominante)) onde as seguintes variáveis apresentaram o nível de significância proposto: extensão do joelho na fase de DAI, p=0.0108; flexão do quadril na fase de AS, p=0.0341; flexão plantar do tornozelo na fase de DAI, p=0.0002; flexão plantar do tornozelo na fase de AS, p=0.0002; flexão plantar do tornozelo na fase de DAS, p=0.0002; flexão do joelho na fase de AS, P=0.0006; flexão do joelho na fase de DAS, p=0.0017; dorsiflexão do tornozelo na fase de DAI, p=0.0002; dorsiflexão do tornozelo na fase de AS, p=0.0002; dorsiflexão do tornozelo na fase de DAS, p=0.0002. As variáveis com nível de tendência foram: extensão do quadril na fase de DAS, p=0.0681; flexão do joelho na fase de DAI, p=0.0881 (QUADRO 3).

Os pacientes com a lesão apresentaram menor magnitude da variável potência ao movimento de flexão do joelho. No entanto, ao movimento de extensão, esse grupo apresentou maior magnitude quando comparado ao grupo controle (GRÁFICO 7).

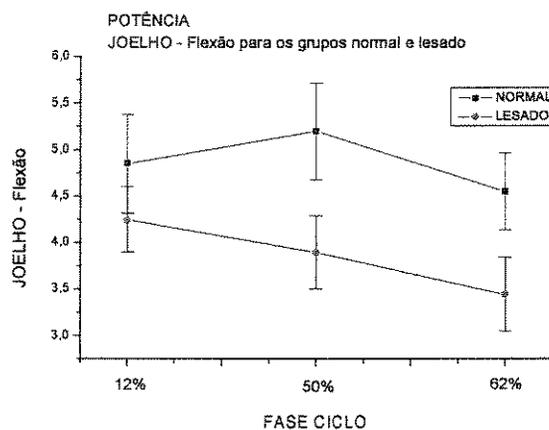
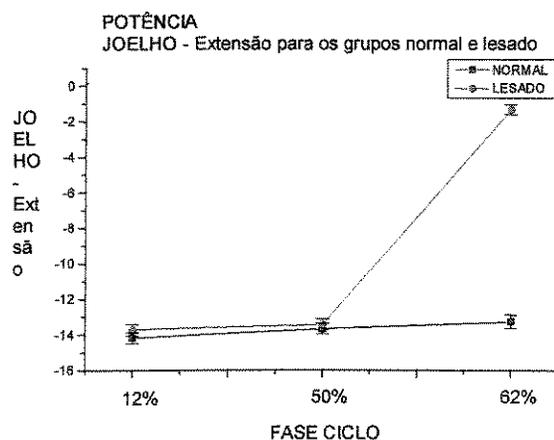


GRÁFICO 7-Gráficos mostrando a variável potência nos movimentos de flexão e extensão da articulação do joelho para os grupos I e II. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão

Os pacientes com a lesão apresentaram maior magnitude da variável potência ao movimento de extensão do quadril. Entretanto, ao movimento de flexão, esse grupo apresentou menor magnitude quando comparado ao grupo controle (GRÁFICO 8).

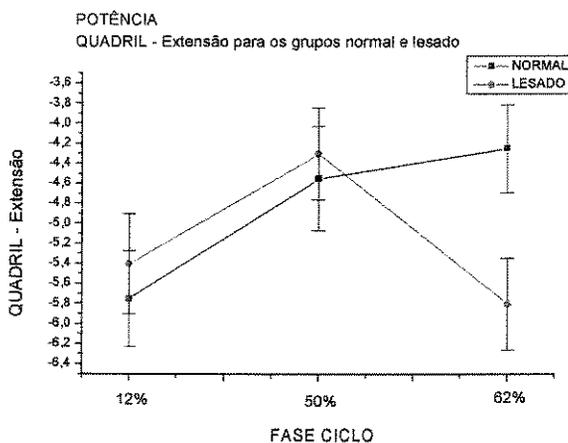
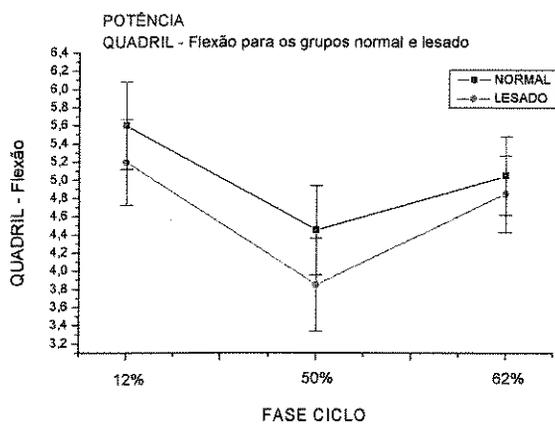


GRÁFICO 8-Gráficos mostrando a variável potência nos movimentos de flexão e extensão da articulação do quadril para os grupos I e II. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.

Na articulação do tornozelo a magnitude da variável potência ao movimento de flexão plantar e dorsiflexão foi maior nos indivíduos com a lesão quando comparados ao grupo controle (GRÁFICO 9).

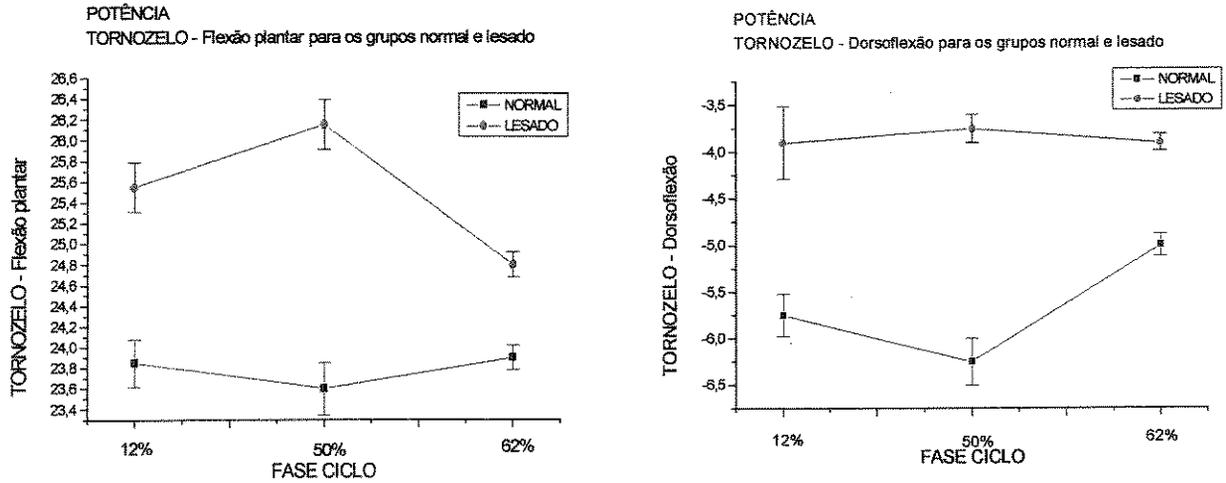


GRÁFICO 9-Gráficos mostrando a variável potência nos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão da articulação do tornozelo para os grupos I e II. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.

TABELA 15-Estadísticas descriptivas do momento (Nm/Kg) máximo por grupo.

GRUPO LESADO						
Variável	N	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
MOMEQ1	16	6.24	0.46	5.30	6.35	6.80
MOMEQ2	16	6.22	0.36	5.80	6.15	6.80
MOMEQ3	16	5.81	0.44	5.20	5.80	6.50
MOMFQ1	16	4.05	0.08	3.50	4.10	4.40
MOMFQ2	16	4.28	0.07	3.70	4.30	4.60
MOMFQ3	16	4.09	0.08	3.50	4.10	4.50
MOMEJ1	16	4.25	0.28	3.70	4.30	4.60
MOMEJ2	16	4.48	0.27	3.90	4.50	4.80
MOMEJ3	16	4.29	0.28	3.70	4.30	4.70
MOMFJ1	16	0.18	0.18	0.10	0.10	0.50
MOMFJ2	16	0.15	0.05	0.10	0.15	0.20
MOMFJ3	16	0.12	0.04	0.10	0.10	0.20
MOMFT1	16	7.01	0.46	6.30	7.05	7.60
MOMFT2	16	8.26	0.23	7.80	8.30	8.60
MOMFT3	16	7.83	0.33	7.30	7.85	8.40
MOMDT1	16	0.14	0.05	0.10	0.10	0.20
MOMDT2	16	1.15	1.15	1.10	1.10	1.50
MOMDT3	16	1.10	1.09	1.00	1.10	1.20

TABELA 16-Estadísticas descriptivas do momento (Nm/Kg) máximo por grupo.

GRUPO NORMAL						
Variável	N	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Mediana	Máximo
MOMEQ1	16	4.70	0.95	3.00	5.00	6.00
MOMEQ2	16	4.30	1.06	2.00	4.00	6.00
MOMEQ3	16	3.90	0.74	3.00	4.00	5.00
MOMFQ1	10	4.05	0.08	3.70	4.30	4.40
MOMFQ2	16	4.28	0.07	3.70	4.40	4.60
MOMFQ3	16	4.09	0.08	3.50	4.10	4.50
MOMEJ1	16	3.85	0.32	3.30	3.85	4.30
MOMEJ2	16	3.63	0.30	3.10	3.60	4.00
MOMEJ3	16	3.46	0.29	2.90	3.45	3.90
MOMFJ1	16	0.09	0.15	0.10	0.10	0.30
MOMFJ2	16	0.02	0.24	0.20	0.10	0.60
MOMFJ3	16	0.17	0.21	0.10	0.10	0.60
MOMFT1	16	7.17	0.45	6.50	7.05	7.90
MOMFT2	16	7.47	0.33	6.90	7.40	7.90
MOMFT3	16	6.84	0.48	6.30	6.70	7.60
MOMDT1	16	0.21	0.22	0.00	0.10	0.50
MOMDT2	16	1.64	1.75	1.00	1.10	1.60
MOMDT3	16	1.67	1.80	1.00	1.10	1.60

LEGENDA			
Modelo: ABCD			
A	B	C	D
MOM → Momento	F → Flexão	Q → Quadril	1 → DAI
	E → Extensão	J → Joelho	2 → AS
	D → Dorsiflexão	T → Tornozelo	3 → DAS
	FP → Flexão Plantar		

Teste de Mann-Whitney			
MOMEQ1 <i>p=0.0009</i>	MOMEQ2 <i>p=0.0004</i>	MOMEQ3 <i>p=0.0002</i>	MOMFQ1 <i>p=0.0062</i>
MOMFQ2 <i>p=0.0002</i>	MOMFQ3 <i>p=0.1992</i>	MOMEJ1 <i>p=0.0118</i>	MOMEJ2 <i>p=0.0004</i>
MOMEJ3 <i>p=0.0003</i>	MOMFJ1 <i>p=0.3188</i>	MOMFJ2 <i>p=0.0069</i>	MOMFJ3 <i>p=0.8815</i>
MOMFT1 <i>p=0.5935</i>	MOMFT2 <i>p=0.0004</i>	MOMFT3 <i>p=0.0006</i>	MOMDT1 <i>p=0.9682</i>
MOMDT2 <i>p=0.6621</i>	MOMDT3 <i>p=0.4099</i>	<i>significativo</i>	

QUADRO 4-Representação dos resultados estatísticos.

As tabelas 15 e 16 permitem comparar a variável momento entre grupos (pacientes com lesão e indivíduos normais) onde as seguintes variáveis apresentaram nível de significância: momento de extensão do quadril na fase de DAI, $p=0.0009$; momento de extensão do quadril na fase de AS, $p=0.0004$; momento de extensão do quadril na fase de DAS, $p=0.0002$; momento de flexão do quadril na fase de DAI, $p=0.0062$; momento de flexão do quadril na fase de AS, $p=0.0002$; momento de flexão do tornozelo na fase de AS, $p=0.0004$; momento de flexão do joelho na fase de AS, $p=0.0069$; momento de extensão do joelho na fase de DAI, $p=0.0118$; momento extensor do joelho na fase de AS, $p=0.0004$;

momento extensor do joelho na fase de DAS, $p=0.0003$; momento de flexão do tornozelo na fase de DAS, $p=0.0006$ (QUADRO 4).

A magnitude do momento de flexão do joelho foi maior nos pacientes com a lesão, entretanto, o momento extensor apresentou maior magnitude no grupo controle. Este estudo demonstrou que durante o andar dos indivíduos com lesão do LCA (grupo I), se observa aumento do pico máximo do momento flexor e diminuição do momento extensor na fase de apoio simples (GRÁFICO 10).

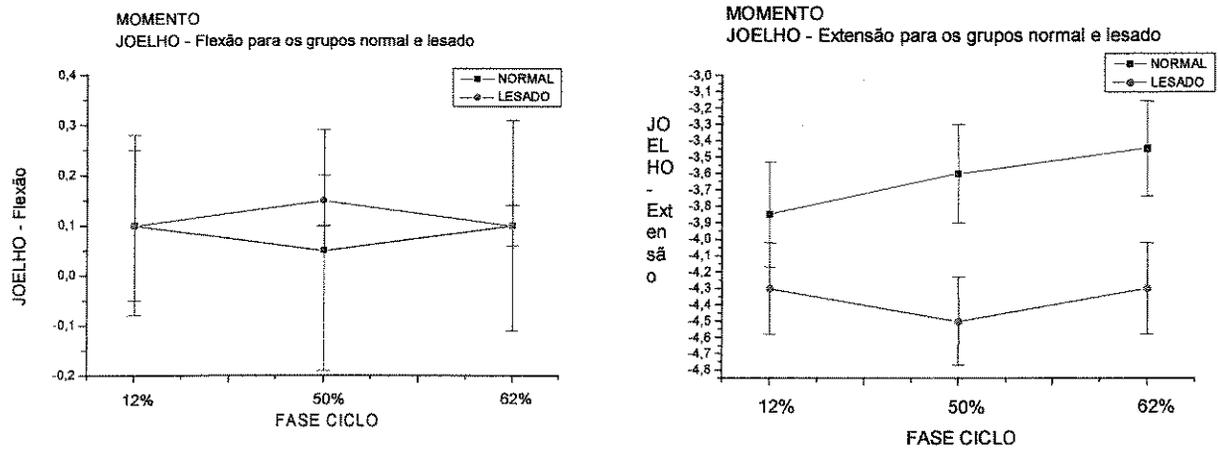


GRÁFICO 10-Gráficos mostrando a variável momento nos movimentos de flexão e extensão da articulação do joelho para o grupo I e II. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.

Os achados do presente estudo entre indivíduos com a lesão e o grupo controle referem alterações no momento extensor na articulação do quadril na fase de DAI, AS e DAS. O momento extensor do quadril apresentou maior magnitude no grupo de indivíduos com a lesão ligamentar, ocorrendo o inverso com o momento flexor nessa articulação (GRÁFICO 11).

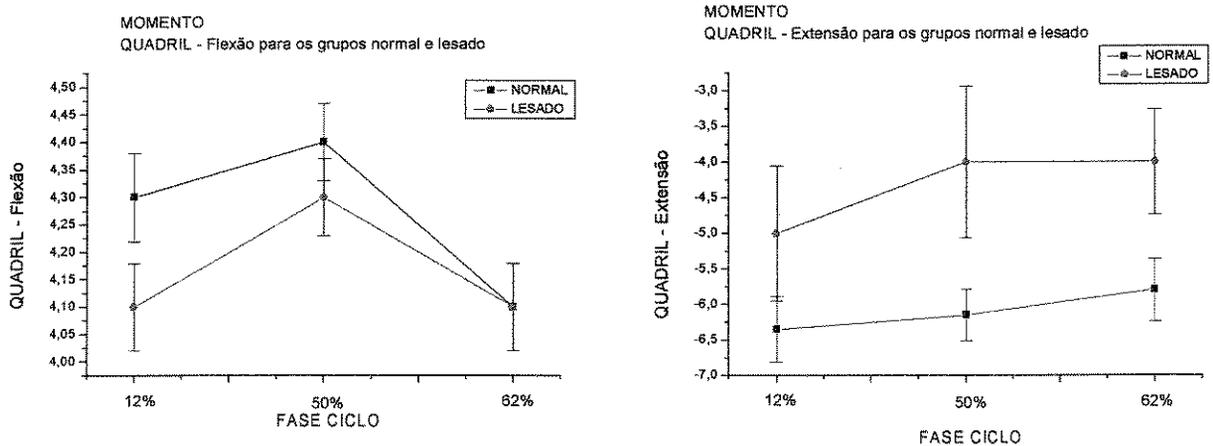


GRÁFICO 11-Gráficos mostrando a variável momento nos movimentos de flexão e extensão da articulação do quadril para os grupos I e II. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.

Na articulação do tornozelo a magnitude do momento ao movimento de flexão plantar foi maior nos indivíduos com a lesão, não apresentando alteração significativa no momento dorsiflexor entre os grupos I e II (GRÁFICO 12).

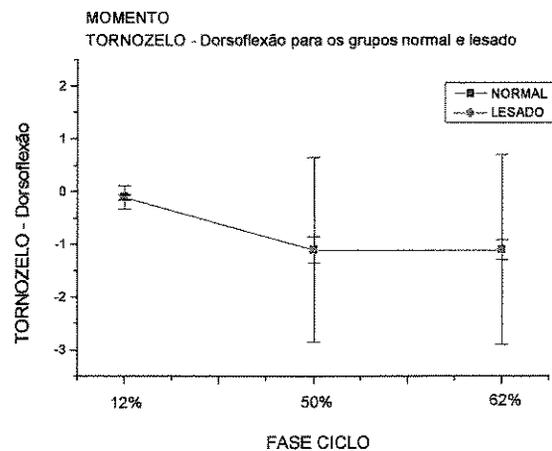
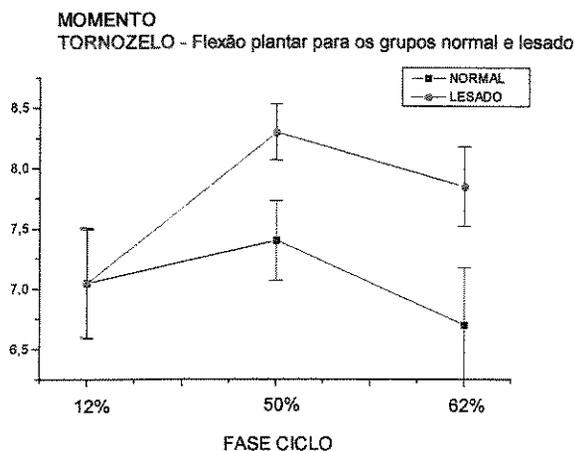
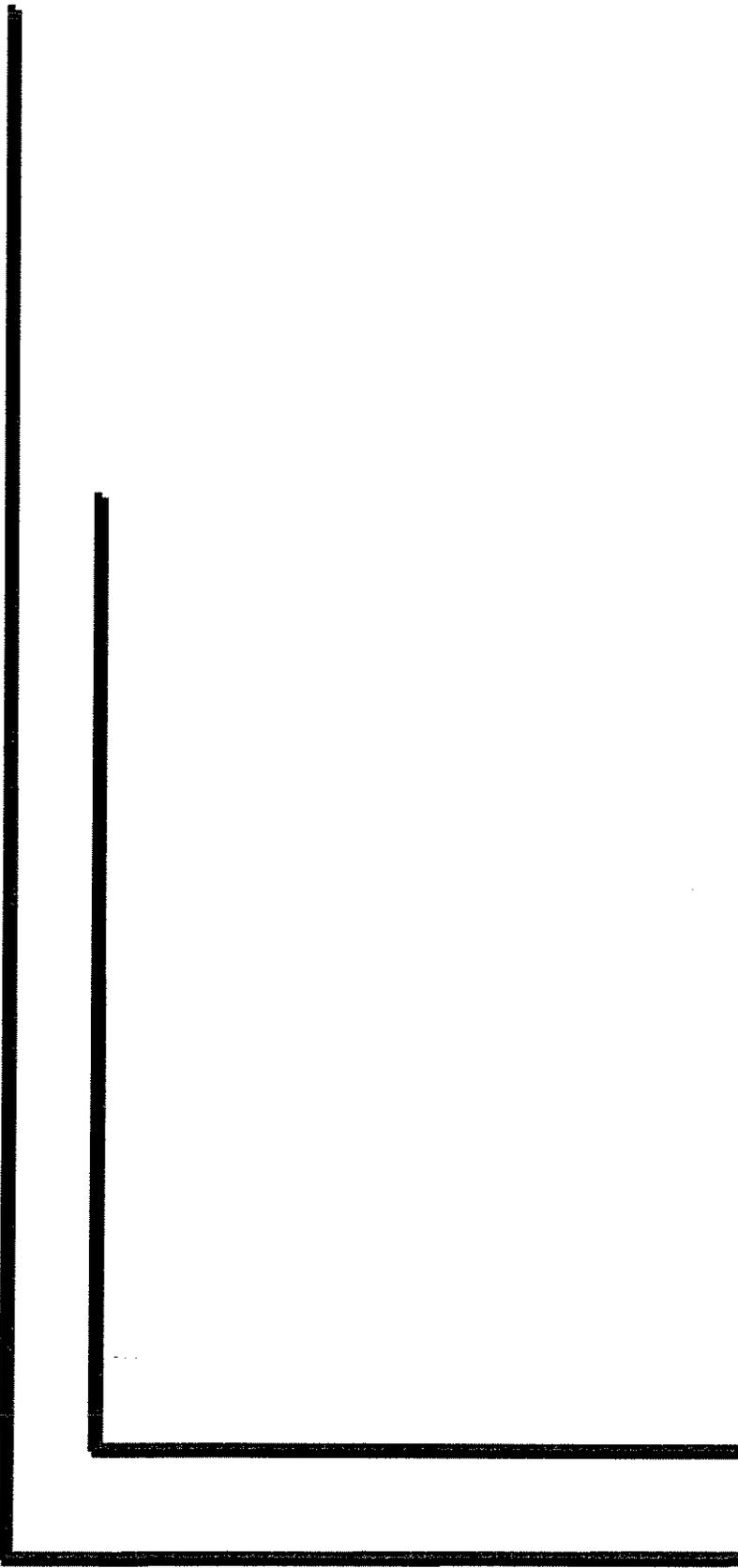


GRÁFICO 12-Gráficos mostrando a variável momento nos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão da articulação do quadril para os grupos I e II. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.

Foram realizadas “cinco” repetições para cada testando, para cada situação anteriormente relacionada. Para a análise dos dados, foi selecionado um único teste de cada sujeito para o andar, segundo critérios já definidos em metodologia.



***6- DISCUSSÃO DOS
RESULTADOS***

A aplicação quantitativa de estudos sobre a locomoção humana tem contribuído para o tratamento de lesões e alterações do sistema músculo-esquelético. Em particular, o tratamento das alterações neuromusculares e ligamentares que contribuem para a análise dinâmica das características da marcha, norteadas a conduta terapêutica (ANDRIACCHI, 2000); TIBONE (1998).

O estudo da dinâmica do movimento patológico foi ilustrado na análise da lesão do LCA e pode auxiliar na compreensão das adaptações físicas associadas às alterações patológicas do sistema músculo-esquelético (ANDRIACCHI, 1990).

Diversos estudos a respeito de pacientes com a lesão do LCA têm determinado adaptações dessas lesões sobre o tempo. Pacientes dinamicamente compensados pela instabilidade no plano sagital apresentam alteração entre a atividade do músculo isquiotibial e quadríceps (ANDRIACCHI, 2000). De acordo com ANDRIACCHI et al. (1977); BRANCH et al. (1989); TIBONE et al. (1986), estas adaptações são presumíveis e produzidas pelo mecanismo de proteção subconsciente, na tentativa de compensar a ausência do LCA. Entretanto, torna-se improvável que essas adaptações sejam resultantes de um estímulo único, que ocorre durante cada ciclo de atividade, sendo decorrentes de experiências repetidas seguidas à perda do LCA. Isto se torna provável na reprogramação do processo locomotor, onde tais adaptações ocorrem antes da instabilidade e são resultantes do excessivo deslocamento anterior (ANDRIACCHI e ALEXANDER, 2000).

Segundo RENSTROM et al. (1986), a contração isométrica e a isotônica do músculo quadríceps aumentam a tensão no LCA com o joelho em flexão de 0 a 45°, quando comparado ao movimento passivo do joelho. Acredita-se que o músculo isquiotibial não exerça nenhuma tensão sobre esse ligamento, mesmo durante sua atividade simultânea com o músculo quadríceps femoral. Supõe-se que alguns indivíduos não desenvolvam nenhum mecanismo adaptativo ou de proteção mantendo a articulação do joelho instável.

ANDRIACCHI (1990) formulou a hipótese de reprogramação do processo locomotor, da forma que a experiência de um deslocamento excessivo causa adaptação muscular a fim de impedir o deslocamento da tíbia em relação ao fêmur e, assim, manter a estabilidade articular. Admite-se que o LCA possui receptores sensoriais que iniciam o mecanismo de proteção para manter a estabilidade do joelho.

O mecanismo de proteção mais citado pela literatura é o chamado “quadriceps avoidance ou nulo”, e consiste na não ativação ou na diminuição da atividade elétrica do músculo quadríceps durante a fase de apoio da marcha. São vários os estudos acerca deste mecanismo de adaptação. Tais estudos tiveram início com a procura do entendimento sobre o reparo e a reconstrução cirúrgica das lesões do LCA e, dentre as inúmeras questões levantadas, uma delas explica porque alguns indivíduos com a lesão crônica deste ligamento não desenvolvem complicações, a exemplo, a artrose (MOTA, 2000).

BIRAC et al. (1991) inferem que esse mecanismo de proteção está presente em pacientes com um período de lesão superior a seis anos. BERCHUCK et al. (1990) encontraram o padrão presente em 80% dos pacientes com período superior a 6 anos e em 45% em período menor que 1,5 ano. A média do tempo de lesão do atual estudo foi de 2 anos.

De acordo com GIOVE et al. (1983), a lesão do LCA está associada a uma variedade de limitações funcionais. NOYES et al. (1983) evidenciaram que apenas 30% dos pacientes com esta lesão continuaram no esporte.

BERCHUCK et al. (1990) analisaram o padrão da marcha de pacientes com lesão do LCA, comparando-o ao grupo controle (indivíduos normais), sendo possível identificar alterações entre indivíduos normais e o grupo controle durante o andar. Estas alterações podem ser mais bem observadas quando o joelho está em um ângulo de flexão inferior a 30° , ponto onde o LCA está sob maior tensão.

Os resultados do presente estudo sugerem que pacientes com a lesão apresentaram aumento do momento extensor, na segunda metade da fase de apoio, e conseqüente aumento do momento flexor do joelho, quando este estava fletido a um ângulo inferior a 30° , resultados similares aos encontrados por BERCHUCK et al. (1990).

A menor magnitude do momento extensor e conseqüente aumento do momento flexor durante a primeira metade da fase de apoio foi interpretado como a modificação adotada para reduzir a contração do quadríceps (quadriceps avoidance ou nulo), pois, biomecanicamente, há necessidade de equilíbrio entre o momento externo, que tende ao movimento de flexão do joelho, e o momento interno, gerado pela contração do quadríceps.

Referida afirmação que poderá ser avaliada em estudo futuro, por meio da análise eletroneuromiográfica dos músculos quadríceps e isquiotibiais.

A tendência dos pacientes em evitar a contração do quadríceps nas lesões do LCA, quando o joelho é fletido, é coerente com o estudo de ARMS et al. (1994). A relação entre a atividade elétrica do quadríceps e a variação angular não foi mensurada no atual estudo.

ANDRIACHI (1990), BERCHUCK et al. (1990) entre outros autores obtiveram um menor momento de força extensora durante o apoio, nos indivíduos com a lesão, quando comparado ao grupo controle, relatos estes que coincidem com este estudo. A magnitude do momento de flexão do joelho não seguiu o padrão proposto por ROBERTS et al. (1998) em que o momento flexor foi maior nos pacientes com a lesão.

Este estudo demonstrou que durante o andar dos indivíduos com lesão do LCA (grupo I), observou-se diminuição do pico máximo do momento flexor, na segunda metade da fase de apoio. Entre os indivíduos lesados observa-se que estes diminuíram o pico máximo do momento extensor, na primeira metade da fase de apoio, estando o joelho fletido a um ângulo inferior a 30°.

A diminuição no momento de força extensora do joelho pode ser associada a uma diminuição da atividade dos músculos anteriores da coxa, pois sua origem mecânica é a contração excêntrica do músculo quadríceps femoral.

De acordo com TIMONEY et al. (1993), o mecanismo do quadríceps foi o responsável por gerar o momento interno extensor, havendo diferenças significantes entre pacientes com lesão e o grupo controle no momento da articulação do joelho na fase de duplo apoio inicial e apoio simples, fato também ocorrido neste estudo.

Estudos de SHIAMI et al. (1992) relatam que pacientes com a lesão do LCA caracterizam-se pelo aumento da atividade eletroneuromiográfica do músculo isquiotibial e diminuição da referida atividade no músculo quadríceps. As adaptações do momento extensor do quadril reduzem a tensão no LCA. Segundo LASS et al. (1991), conseqüentemente há o aumento da força de direção posterior no joelho proveniente do músculo isquiotibial em pacientes com a lesão e pode ser associada ao aumento do nível da atividade eletroneuromiográfica do músculo gastrocnêmio medial.

O mecanismo do quadríceps acima descrito é o responsável por gerar o mecanismo extensor interno. Os achados do presente estudo entre indivíduos com a lesão e o grupo controle coincidem com o estudo realizado por BEARD et al. (1996). No que se refere a alterações no momento extensor na articulação do quadril na fase de DAI, AS e DAS e no joelho na fase de DAI, AS e DAS e difere com TIMONEY et al. (1993) que inferem haver alterações significativas do momento extensor do joelho, apenas na fase de AS, não mensurando o momento nas articulações do quadril e tornozelo. A magnitude dos momentos de flexão e extensão do quadril inter grupos seguiu o padrão observado por ROBERTS et al. (1998), evidenciando-se maior magnitude do momento extensor nos indivíduos com a lesão e flexor no grupo controle, afirmação esta confirmada por BERCHUCK et al. (1990).

Este estudo está de acordo com BERCHUCK et al. (1990) uma vez que não foram observadas alterações significativas no momento dorsiflexor da articulação do tornozelo. O momento de flexão plantar foi maior no grupo de indivíduos com a lesão, padrão também observado por ROBERTS et al. (1998).

A variação angular durante a marcha foi semelhante entre os grupos durante o DAI e AS, onde a flexão do joelho, no início da fase de apoio, foi inferior a 5°, ocorrendo com o intuito de auxílio para a transferência de peso e na absorção do impacto.

Os resultados obtidos coincidem com os estudos realizados por WINTER (1991) e BERCHUCK et al. (1990). Deve-se considerar que os valores relacionados às fases de AS e DAS apresentaram valores distintos entre os grupos.

De acordo com BEARD et al. (1996), os pacientes com a lesão apresentaram maior ângulo de flexão da articulação do joelho, na segunda metade da fase de apoio, quando comparado ao grupo controle. Tal fato se repetiu no atual estudo, e em achados de BERCHUCK et al. (1990) e WEXLER et al. (1998).

Os valores entre os grupos relacionados à variação angular da articulação do joelho, no movimento de flexão, levando-se em conta os valores máximos e mínimos, segue o padrão observado por WEXLER et al. (1998). BEARD et al. (1996) também analisaram a variação angular da articulação do joelho contralateral do membro lesado (grupo I) comparado ao membro contralateral não dominante (grupo II), observando que os

indivíduos do grupo I apresentaram maior variação angular ao movimento de flexão com relação ao grupo II, a partir da segunda metade da fase de apoio. As articulações do quadril e tornozelo não foram mensuradas; este padrão de movimento também foi identificado por BERCHUCK et al. (1990).

De acordo com ROBERTS et al. (1998), o movimento de flexão da articulação do quadril foi menor no grupo controle, quando comparado aos indivíduos com a lesão. Esses indivíduos com a lesão apresentaram menor amplitude de movimento na extensão. A afirmação que se refere ao movimento de extensão foi observada no atual estudo, e confere com a afirmação de BERCHUCK et al. (1990), onde identificaram maior flexão nesta articulação no grupo II.

A variação angular na articulação do tornozelo segue o padrão observado por ROBERTS et al. (1998), onde o grupo II apresentou maior amplitude ao movimento de flexão plantar, ocorrendo o inverso ao movimento de dorsiflexão, e difere com os achados de MOTA (2000), onde não se identificou alteração nesta articulação nos respectivos movimentos analisados.

O presente estudo demonstrou que durante o andar dos indivíduos com a lesão (analisando o membro oposto a esta) e indivíduos normais (analisando o membro oposto ao dominante), maior amplitude ao movimento de flexão do joelho foi observada nos indivíduos com a lesão, na fase de AS e DAS, mas ao movimento de extensão ocorreu o inverso. Na articulação do tornozelo ao movimento de flexão plantar, maior amplitude foi observada no grupo II, ocorrendo o contrário no movimento de dorsiflexão. O movimento de extensão do quadril apresentou diferença significativa apenas na fase de DAS. A maior amplitude observada ao movimento de flexão do quadril ocorreu no grupo II, o qual seguiu o padrão observado por BERCHUCK et al. (1990), não analisando as demais variáveis descritas no parágrafo acima.

As variáveis altura, peso e velocidade, quando comparadas entre grupos, não apresentaram diferença significativa, achados estes também encontrados por TIMONEY et al. (1993). As demais variáveis contínuas (comprimento do passo, cadência, duração do ciclo, apoio do membro inferior direito e esquerdo) foram descritas por ROBERTS et al.

(1998), não apresentando diferença significativa, afirmação esta encontrada no presente estudo.

A variável idade apresentou o nível de significância $p=0.0183$, justificada pela faixa etária proposta para este estudo, visto que a maior preocupação quanto à seleção dos pacientes foi em relação ao tempo de lesão, pois, segundo Wexler et al. (1998), poderia o tempo proporcionar alterações quanto ao padrão da marcha. A variável força muscular em membro inferior esquerdo apresentou o nível de significância $p=0.0137$, podendo ser justificado pela predominância da lesão do LCA em MIE, com conseqüente perda de força muscular nesse membro, ao passo que o MID não apresentou diferença significativa.

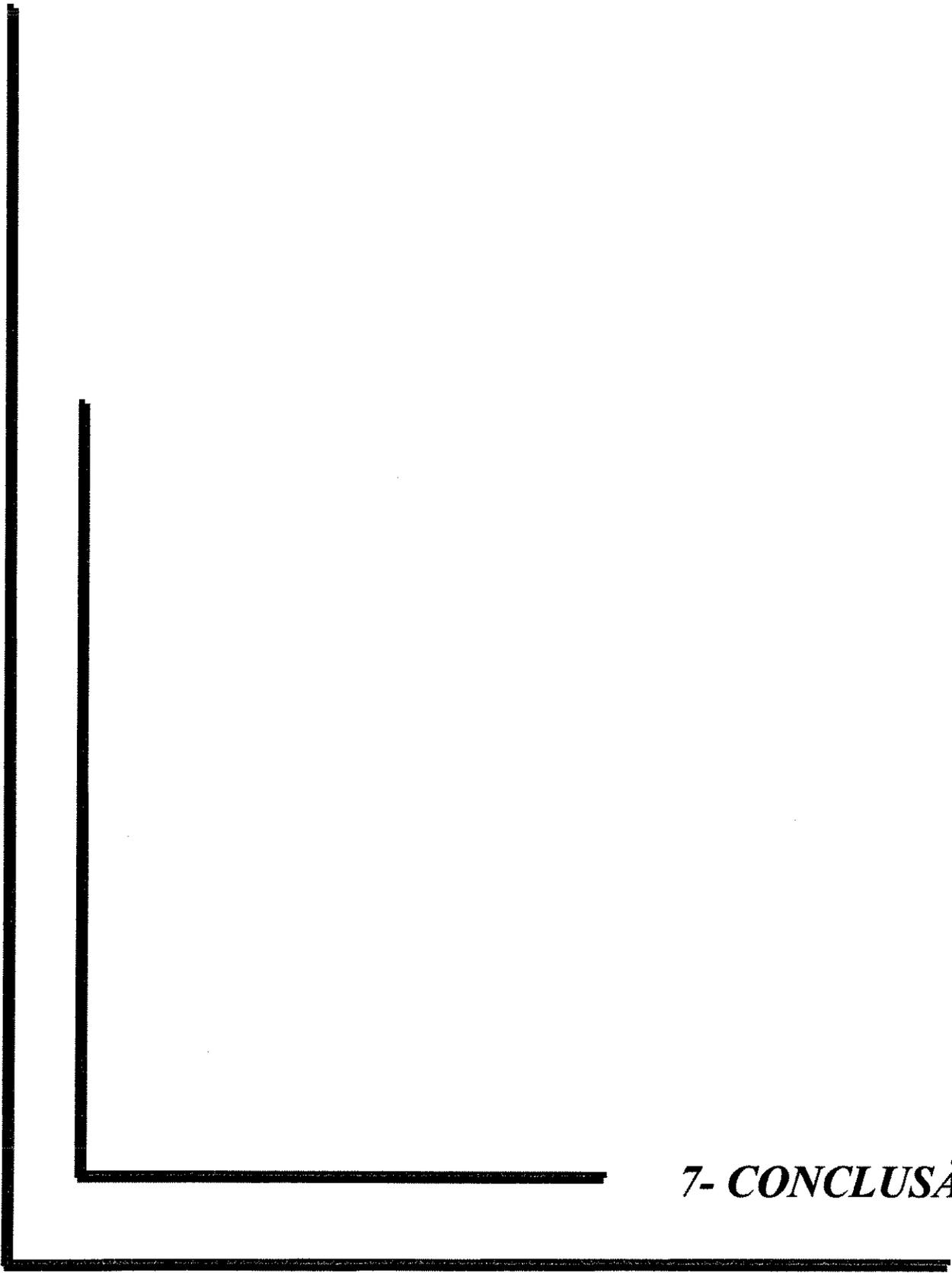
A variável perimetria do membro inferior direito apresentou o nível de tendência $p=0.0954$; e a perimetria do membro inferior esquerdo apresentou o nível de significância $p=0.0490$. Estes resultados podem ser justificados pela presença de hipotrofia muscular da coxa, evidenciada por meio do exame físico, estando presente no membro acometido pela lesão.

As variáveis categóricas valgo, varo e hiperextensão da articulação do joelho não apresentaram o nível de significância adotado; contudo, foram mensuradas porque representam extrema importância para futura análise tridimensional, ao relacionar os movimentos de adução (aproximação da linha média) e abdução (afastamento da linha média) do joelho analisado pelo software.

Em seus estudos, ROBERT et al. (1998) mensuraram a potência da articulação do quadril, joelho e tornozelo durante a fase de apoio da marcha, entre indivíduos normais e com a lesão do LCA. Evidenciaram alterações significativas apenas no movimento de dorsiflexão do tornozelo. O padrão de movimento proposto por esses autores foi o observado no atual estudo, onde a magnitude da variável no movimento de flexão do joelho apresentou-se maior no grupo controle. Na articulação do tornozelo ao movimento de flexão plantar e dorsiflexão a variável foi maior nos indivíduos com a lesão.

Assim, a diferença relacionada à potência entre os grupos na articulação do joelho ao movimento de flexão e do tornozelo aos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão, durante as fases de DAI, AS e DAS coincidem com este estudo, mas difere

quanto à ausência de alteração significativa na articulação do quadril e do joelho. Essa variável ao movimento de extensão do joelho apresentou maior magnitude nos indivíduos com a lesão, ocorrendo o inverso na potência flexora do quadril.



7- CONCLUSÃO

A análise da marcha pode ser utilizada para avaliar pacientes com a lesão do LCA, pois permite detectar sutis alterações em relação à função do membro. Isso também é possível em pacientes assintomáticos, há alterações no mecanismo da articulação do joelho pela alteração adaptativa produzida durante a marcha. Esta alteração foi esperada devido à modificação da tensão produzida no ligamento lesado, causando tensão anormal em estruturas específicas do joelho.

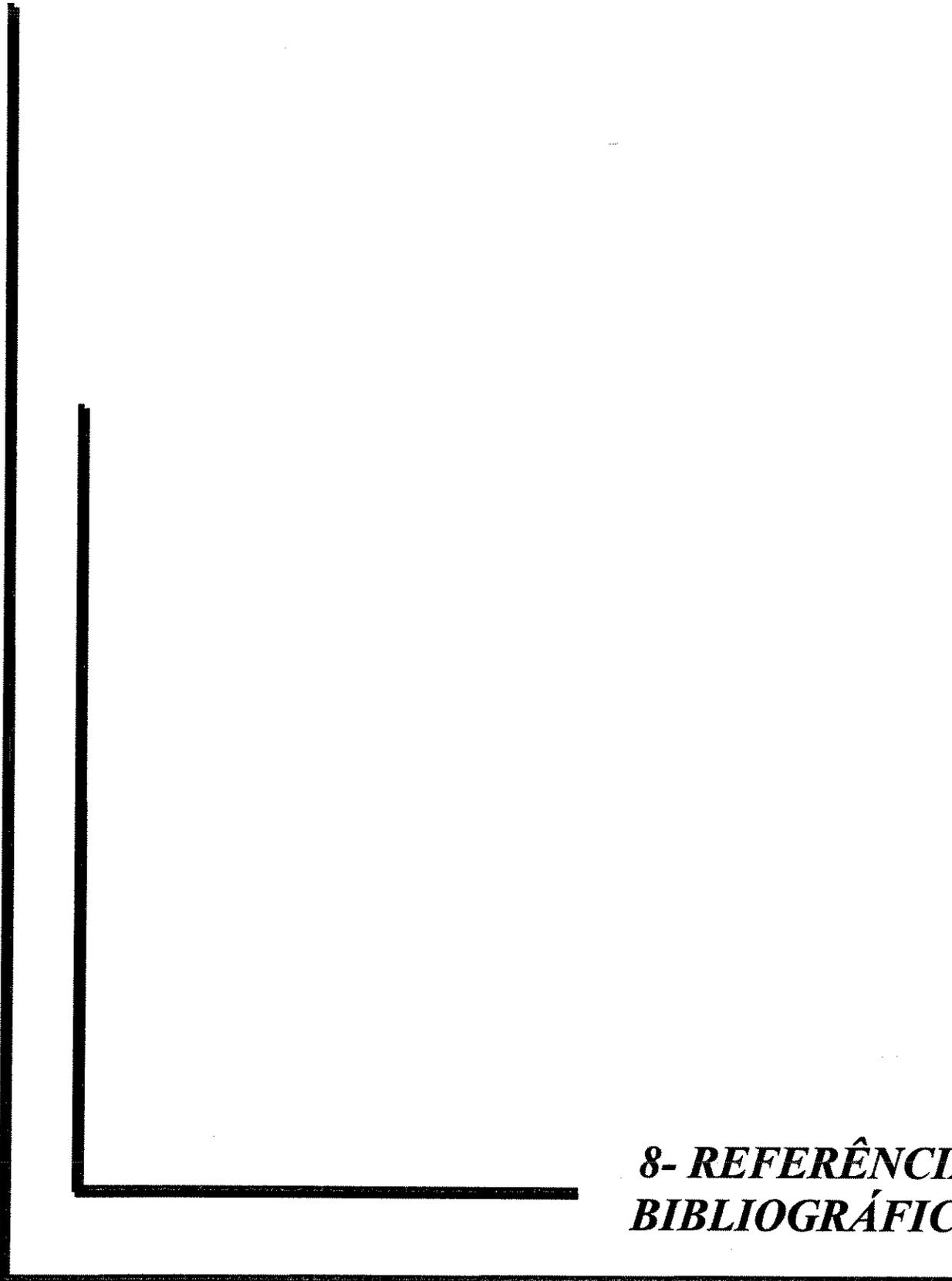
As alterações encontradas neste estudo indicam que os indivíduos com a lesão do LCA apresentaram mecanismos adaptativos eficazes durante o andar, pois alteram os momentos de força da articulação do joelho, a fim de evitar a anteriorização da tíbia em relação ao fêmur.

A análise biomecânica é uma importante ferramenta que pode ser utilizada clinicamente em conjunto com métodos tradicionais de avaliação, a fim de diagnosticar alterações funcionais capazes de alterar o movimento.

A descrição biomecânica da marcha nos indivíduos com a lesão do LCA nos informou as diversas alterações em seus padrões cinemáticos e cinéticos, permitindo-nos indicar as eventuais alterações funcionais.

Deve-se ressaltar dentre os resultados obtidos com este trabalho a diminuição do momento extensor e conseqüente redução do pico do momento flexor durante o andar, sendo interpretadas como modificações adotadas pelos indivíduos com a lesão para reduzir a contração do quadríceps (quadríceps avoidance ou nulo).

Possível sugestão de continuidade desse estudo seria a coleta de dados após a lesão e reconstrução cirúrgica, a fim de melhor investigar os processos adaptativos.



***8- REFERÊNCIAS
BIBLIOGRÁFICAS***

ALLARD, P.; STOKES, I.A.F.; BLANCHI, J.P. **Three-dimensional analysis of human movement**. Champaign, Human Kinematics, 1985.

ANDRIACCHI, T.P.; ALEXANDER, E.J. Studies of human locomotion: past, present and future. **Journal of Biomechanics**, 33: 1217-24, 2000.

ANDRIACCHI, T.P.; OGLE, J.A.; GALANTE, J.O. Walking speed as basis for normal and abnormal gait measuemnt. **Journal of Biomechanics**, 10: 261-68, 1977.

ANDRIACCHI, T. T. Dynamics of pathological motion: applied to the anterior cruciate deficient knee. **Journal of Biomechanics**, 23: 99-105, 1990. Supplement.

AMADIO, A C. Considerações metodológicas da biomecânica: áreas de aplicação para a análise do movimento humano. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECANICA, 6, 1997, Campinas. **Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Campinas: CBB, 1997, 11-5p.

AMADIO, A.C.; DUARTE, M. **Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento**. São Paulo: Laboratório de Biomecânica, EEFÉUS, 1996. p.1-32.

AMATUZZI, M. M. Estado da arte no tratamento das doenças meniscais do joelho. **Revista Brasileira de Ortopedia**, 35(3): 45-52, 2000.

AMATUZZI, M.M. **Patologia do joelho**. São Paulo: FCMUSP, 1992. p.22-44.

AMIS, A.A; DAWKINS, G.P.C. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament-fiber bundle actions related to ligament replacement and injuries. **Journal of Bone and Joint Surgery**, 73 (2): 260-7, 1991.

ARMS, S.W.; POPE, M.H.; JOHNSON, R.J.; FISCHER, R.A.; ARVIDSSON, I. The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction. **American Journal Sports Medicine**, 12: 8-18, 1994.

ARNOCZCKY, S.P. Anatomy of the anterior cruciate ligament. **Clinical Orthopaedic Related**, 172: 19-25, 1983.

BAUMANN, W. Métodos de medição e campos de aplicação da biomecânica: estado da arte e perspectivas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECANICA, 6, 1997, Campinas. **Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Campinas: CBB, 1997, 315-5p.

- BEARD, D.J.; KYBEARD, P.J.; FERGUSON, C.M. Proprioception after rupture of anterior cruciate ligament an objective indication of the need for surgery. **Journal of Bone and Joint Surgery**, 75(2): 311-15, 1993.
- BEARD, D.J.; SOUNDAPARANDIAN, R.S.; O'CONNOR, J.J.; DODD, C.A.F. Gait and electromyographic analysis of anterior cruciate ligament deficient subjects. **Gait and Posture**, 4: 83-8, 1996.
- BERCHUCK, M.; ANDRIACCHI, T.P.; BACH, B.R.; REIDER, B. Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. **Journal of Bone and Joint Surgery**, 72A (6): 871-77, 1990.
- BIRAC, D.A.; ANDRIACCHI, T.P.; BACH, B.R. Time related changes following ACL rupture. **Trans 37 th annual ORS**, 1991, p.231.
- BRANCH, R.; SKINNER, H.; BUCKLEY, S. Proprioception in the anterior cruciate ligament knee. **American Journal Sports Medicine**, 17: 35-41, 1989.
- BRUNIERA, C.A.V. **Estudos biomecânicos da locomoção humana: análise de variáveis descritivas para o andar e correr** -São Paulo. 1994. (Dissertação- Mestrado- Universidade de São Paulo).
- CAMANHO, G.L. **Patologia do joelho**. São Paulo: Sarvier, 1996. p.11-40.
- CAMPBELL, W.C., M.D. **Cirurgia Ortopédica**. 2. ed., São Paulo, Manole, 1996. p. 2524. v.3.
- CONOVER, W.J. **Practical Nonparametric Statics**, New York: John Wiley & Sons, 1971.
- CORRIGAN, J.P.; CASHMAN, W.F.; BRADY, M.P. Proprioception in the cruciate deficient knee. **Journal of Bone and Joint Surgery**, 74 (2): 247-56, 1992.
- DALLA VECCHIA, E. **Aspectos metodológicos para determinação das forças internas no segmento inferior humano** -São Paulo. 1998. (Dissertação- Mestrado- Universidade de São Paulo).
- FERBER, R.; OSTERNIG, L.R.; WOOLLACOTT, M.H.; WASIELEWSKI, N.J.; LEE, JI-HANG. Gait mechanics in chronic ACL deficiency and subsequent repair. **Clinical Biomechanics**, 17: 274-85, 2002.

- GIOVE, T.P.; MILLER, S.J.; KENT, B.G. et al. Non-operative treatment of the torn anterior cruciate ligament. **Journal of Bone Joint Surgery**, 65A: 184-92, 1983.
- GRABINER, M.D.; KOH, T.J.; MILLER, G.F. Further evidence against a direct automatic neuromotor link between the acl and hamstrings. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, 24(10): 1075-9, 1992.
- GRABINER, M.; WEIKER, G. ACL injury and hamstrings coactivation. **Clinical Biomechanical**, 8(4): 215-19, 1993.
- HAYEK, I.R.E. **Análise biomecânica do joelho humano no desempenho de suas funções dinâmicas** -São Paulo. 1993. (Dissertação- Mestrado- Universidade de São Paulo).
- HERBERT, S.; XAVIER, R. **Ortopedia e traumatologia, Princípio e Prática**. 3 ed, São Paulo: Artmed, 2003. p. 1631.
- HOOPER, D.M.; MORRISSEY, M.C.; DRECHSLER, W.I.; MCDERMOTT M.; MCAULIFFE, T.B. Validadtion of the Hugston clinic subjective knee questionnaire using gait analysis. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, 8: 1456-62, 2001.
- INMAN, V.T.; RALSTON, H.J.; TODD, F. **Human walking** . Baltimore: Williams and Wilkins, 1981. p.3-21.
- KADABA, M.P.; RAMARISHMAN, H.K.; WOTTEN, M.G. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. **Journal Orthopedic Research**, 8(3): 383-92, 1990.
- KAPANDJI, I.A. **Fisiologia articular**. 5 ed., São Paulo: Médica Panamericana, 2000. p. 24-68. v.2.
- LASS, P.; KAALUND, S.; LEFEVRE, S.;ARENDDT-NIELSEN, L.; SINKJAER, T.; SIMONSEN, O. Muscle coordination following rupture of the anterior cruciate ligament. **Acta Orthopaedis Scandinavian**, 62(1): 9-14, 1991.
- LEHMKUHL, L.D.; SMITH, L.K. **Cinesiologia clínica de Brunstrom**. São Paulo: Manole, 1987. p.466.
- MAGEE, D.J. **Orthopedic physical assessment**. Philadelphia: Saunders, 1987. p.423.
- MOTA, Y.L. **Análise biomecânica do andar e do correr em indivíduos com lesão do LCA** - São Paulo. 2000. (Dissertação- Mestrado- Universidade de São Paulo).

- NETTER, F. H. **Atlas interativo de anatomia humana** [Atlas em CD- ROM].Ciba Medical Education & Publications, 1995.
- NORKIN, C.; LEVANGIE K.P. **Joint structure & function: a comprehensive analysis**. 2.ed. Philadelphia: F.A. Davis, 1992. p. 52-60.
- NOYES, F.R.; MATTHEWS, D.S.; MOOAR, P.A.; BUTLER, D.L. The symptomatic anterior cruciate- deficient knee. Part I: The long term functional disability in athletically active patients. **Journal of Bone and Joint Surgery**, 65(A): 154-62, 1983.
- NOYES, F.R.; MATTHEWS, D.S.; MOOAR, P.A.; GROOD, E.S. The symptomatic anterior cruciate- deficient knee. Part II: The results of rehabilitation activity modification and counseling on functional disability. **Journal of Bone and Joint Surgery**, 65(A): 163-74, 1983.
- OSTERNING, R.L.; CASTER, B.L.; JAMES, C.R. Contralateral hamstring (bicep femoris) coactivation patterns and anterior cruciate ligament dysfunction. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, 27(6): 805-8, 1995.
- O'SULLIVAN; S.B.; SCHIMITZ, T.J. **Fisioterapia Avaliação e Tratamento**. 2 ed., São Paulo: Manole, 1993. p.81-110.
- RASCH. J.P.; BURKE, K.R. **Cinesiologia e anatomia aplicada**. 5. ed., Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1997. p.40-67.
- RAUNEST, J.; SAGER, M.; BURGNER, E. Proprioceptive mechanisms in the cruciate ligaments: an electromyographic study on reflex activity in the thigh muscles. **The Journal of Trauma**, 41: 488-93, 1996.
- RENSTROM, P.; ARMS, S.W.; STAWYCK, T.S.; JONSON, R.J.; POPE, R.J. Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring quadriceps activity. **The American Journal of Sports Medicine**, 14 (1): 83-7, 1986.
- ROBERTS, C.S.; RASH, G.S.; HONAKER, J.T., MARK, P.W.; SHAW, J.C. **Gait and Posture**, 10: 189-99, 1998.
- ROSE, J.; GAMBLE, J.G. **Marcha Humana**. 2 ed., São Paulo: Premier, 1998.p.280.

- RUDOLPH, K.S.; EASTLACK, E.M.; AXE, J.M.; SNYDER-MACKLER, L. A comparison of patients who compensate well for the injury and those who require operative stabilization. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 8: 349-62, 1998.
- SHIAMI, R.; ZHANG, L.; LIMBIRD, T.; EDMONSTONE, M. Pattern analysis of electromyographic linear envelopes exhibited by subjects with uninjured and knees during free and fast speed walking. **Journal of Orthopaedic Research**, 10: 226-36, 1992.
- SIEGEL, S. **Estatística não-paramétrica para as ciências do comportamento**. São Paulo: Mc Graw Hill, 1975, p.350.
- SCHULTZ, R.A.; MILLER, D.C.; KEER, C.S.; MICHELL, L. Mechanoreceptors in human cruciate ligament. A histological study. **Journal of Bone and Joint Surgery**, 66(7): 1072-76, 1984.
- SHUTTE, M. J.; DABEZIES, E. J.; ZIMMY, M.I.; HAPPEL, L.T. Neural anatomy of human ACL. **Journal of Bone and Joint Surgery**, 69(2): 243-47, 1987.
- SILVEIRA, E.D.F.; ROESLER, H.; MACIEL, L.; ZARO, M.A. Plataforma de força montada para instrumentação de esteira ergométrica para avaliação de marcha humana. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECANICA, 6, 1997, Campinas. **Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Campinas: CBB, 1997, 216-21p.
- SOLOMONOW, M.; BARATA, R.; ZHOUR, B.H. The synergistic action of the ACL and thigh muscles in maintaining joint stability. **The American Journal of Sports Medicine**, 15: 207-13, 1987.
- TIBONE, J.E.; ANTICH, T.J. A biomechanical analysis of ACL reconstruction with the patellar tendon. A two-year follow-up. **The American Journal of Sports Medicine**, 16: 332-335, 1998.
- TIBONE, J.E.; ANTICH, T.J.; FANTON, G.S.; MOYNES, D.R.; PERRY, J. Functional analysis of anterior cruciate ligament instability. **The American Journal of Sports Medicine**, 14(4): 276-84, 1986.
- TIMONEY, J.M.; INMAN, W.S.; QUESADA, P.M.; SHARKEY, P.F.; BARRACK, R.L.; SKINNER, H.B.; ALEXANDER, A.H. Return of normal gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. **The American Journal of Sports Medicine**, 21: p.887-9, 1993.

TORRY, M.R.; DECKER, M.J.; RANDALL, W.V.; O'CONNOR, D.D.; STEADMAN, J.R. Intra articular knee joint effusion induces quadriceps avoidance gait patterns. **Clinical Biomechanics**, 15: 147-59, 2000.

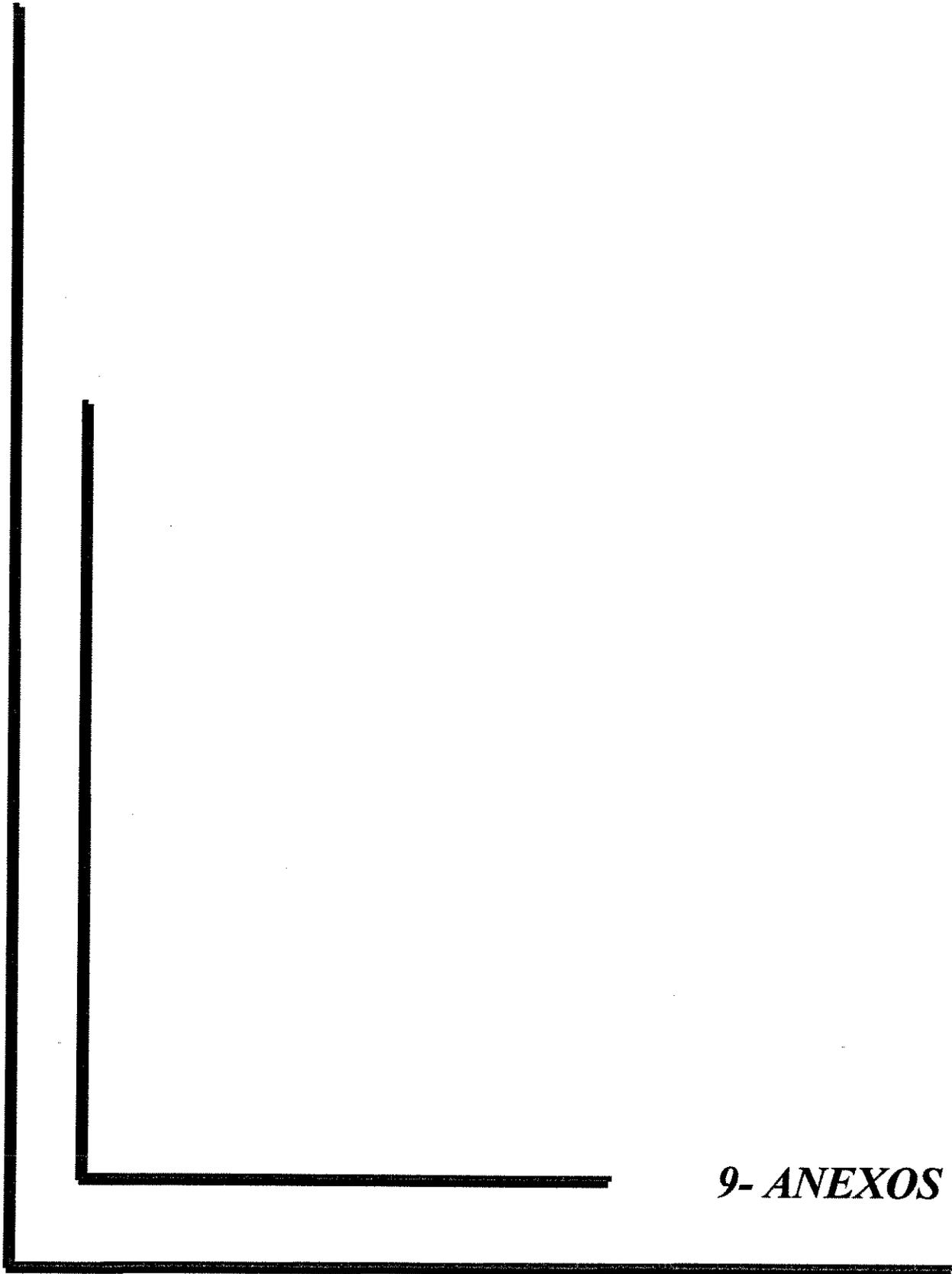
WEXLER, G., HURWITZ, D.E.; BUSH-JOSEPH, C.ª; ANDRIACCHI, T.P.; BACH, B.R. Functional gait adaptations in pacientes with anterior cruciate ligament deficiency over time. **Clinical Orthopaedic and Related Research**, 34: 166-75, 1998.

WINTER, D.A. **Biomechanics of human movement**. New York, John Wiley & Sons, 1979.p.10-32.

WINTER, D.A. **The biomechanics and control of human gait: normal, elderly and pathological**. 2.ed. Waterloo, University of Waterloo Press, 1991. p.143.

ZATSIORSKY, V.M.; WERNER, S.L.; KAIMIN, M.A. Basic kinematic of walking. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, 34 (2): 109-34, 1994.

ZARO, M.A. Desafios da biomecânica brasileira. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 6, 1997, Campinas. **Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Campinas: CBB, 1997, 29-33p.



9- ANEXOS

ANEXO 1-ESCALA FUNCIONAL DO JOELHO, LYNSHOLM

A- Claudicação:

Nenhum = 5

Levemente ou periodicamente = 3

Intensa ou constante = 0

B- Suporte:

Nenhum = 5

Claudicação = 2

Impossível descarga de peso = 0

C- Bloqueio:

Nenhuma sensação de bloqueio ou crepitação = 15

Sensação de falseio mas nenhuma sensação de crepitação = 10

Bloqueio ocasional = 6

Freqüentemente = 2

Falseio articular durante o exame = 0

D- Instabilidade:

Nunca apresentou falseio = 25

Intensa = 20

Raramente durante atividades esportivas ou esforços = 20

Freqüentemente durante atividades esportivas

ou outros esforços = 15

Ocasionalmente nas atividades de vida diária = 10

Nas atividades de vida diária = 5

Em alguns passos = 0

E- Dor:

Nenhum = 25

Inconstante e levemente durante esforços severos = 20

Evidente durante esforços severos = 15

Evidente durante o andar, depois de andar 2 Km = 10

Evidente durante o andar, antes de andar 2 Km = 5

Constante = 0

F- Derrame articular:

Nenhum = 10

Em esforços intensos = 6

Em esforços regulares = 2

Constantes = 0

G- Subir escadas:

Nenhum problema = 10

Levemente comprometido = 4

Um passo = 2

Impossível = 0

H- Agachamento:

Nenhum problema = 5

Levemente comprometido = 4

Nenhum problema em torno dos 90 graus = 2

Impossível = 0

DIAGRAMA DE CONTAGEM

Excelente: 95 a 100 pontos

Bom: 84 a 94 pontos

Regular: 65-83 pontos

Pobre: menos que 64 pontos

ANEXO 2-ENTREVISTA INICIAL

1. DADOS PESSOAIS:

Nome:
Idade:
Data de nascimento:
Endereço:
Cidade:
Telefone:
Profissão:
Sexo:
Peso:
Estatura:

2. HISTÓRIA CLÍNICA:

3. MEDICAMENTO EM USO:

4. PATOLOGIAS ASSOCIADAS:

5. SINTOMATOLOGIA DOLOROSA DURANTE AS AVDS:

6. INCAPACIDADE FUNCIONAL ASSOCIADA A DOR:

ANEXO 3-TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do projeto: Análise da marcha de indivíduos com lesão do ligamento cruzado anterior

Pesquisadora: Tatiana Muzegante Grana

Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior.

Nome do paciente: _____

Idade: _____ DN: _____ RG: _____

Endereço: _____

Prontuário nº: _____

O setor de Fisioterapia aplicada à Ortopedia e Traumatologia está realizando uma pesquisa juntamente com a disciplina de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Ciências Médicas UNICAMP. A referida pesquisa visa avaliar o andar com o propósito de verificar se há presença de alterações no andar, possibilitando posteriormente uma melhor eficácia nos programas de reabilitação fisioterapêutica e até mesmo cirúrgico.

Havendo a sua participação nesse estudo, os pesquisadores farão perguntas a respeito de antecedentes pessoais, e quanto às atividades diárias, submetendo-o às avaliações clínicas, ortopédicas e fisioterapêuticas. Além disso, se necessário, fará o exame de radiografia da articulação do joelho, sendo que a hospitalização não será necessária. Os riscos associados à radiografia são mínimos. Os eventuais riscos são decorrentes da exposição ao raio-x.

A vantagem direta para o paciente, será o esclarecimento de suas alterações funcionais ao andar e isso implicará na orientação adequada para evitar as compensações musculares.

Os resultados encontrados serão comunicados aos senhores, retribuindo-lhes, em parte, a colaboração que estão prestando. Toda informação obtida decorrente desse projeto de pesquisa fará parte do seu prontuário e será submetida aos regulamentos do HC-UNICAMP referentes ao sigilo de informação.

Durante o seguimento do trabalho poderá haver documentação fotográfica ou em forma de filmagem. Se os resultados ou informações fornecidas forem utilizados para fins de publicação científica, nenhum nome será utilizado.

Estou de acordo com minha participação na pesquisa.

Assinatura do participante

data

FORNECIMENTO DE INFORMAÇÃO ADICIONAL:

Informações adicionais relativas ao estudo poderão ser requisitadas a qualquer momento. Ao Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr. tel (19) 3788-7715 e a pesquisadora Tatiana Muzegante Grana, fisioterapeuta, tel (19) 3237-8515 estarão disponíveis para responder suas questões e preocupações. Em caso de recurso, dúvidas ou reclamações contactar a secretaria da comissão de ética da FCM-UNICAMP, tel (19) 37888889

Eu, _____, confirmo que o Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr. ou a fisioterapeuta Tatiana Muzegante Grana, explicaram o objetivo do estudo, os procedimentos aos quais serei submetido, os riscos e possíveis vantagens advindas desse projeto de pesquisa. Eu li e compreendi esse formulário de consentimento e estou de pleno acordo em participar desse estudo.

Assinatura do participante

data

RESPONSABILIDADE DO PESQUISADOR

Eu, expliquei a _____ o objetivo do estudo, os procedimentos requeridos e os possíveis riscos e vantagens que poderão advir do estudo, usando o melhor do meu conhecimento. Eu me comprometo a fornecer uma cópia desse formulário de consentimento ao responsável.

Tatiana Muzegante Grana

data

Fisioterapeuta – CREFITO 2778/9

Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr.

data