

ANÁLISE DA MARCHA DE INDIVÍDUOS COM LESÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

ANALYSIS OF WALKING IN SUBJECTS WITH ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT

Tatiana GRANA¹; Alberto CLIQUET JR.^{1,2}

RESUMO: A lesão do Ligamento Cruzado Anterior (LCA) freqüentemente promove alterações quanto à locomoção. O objetivo deste estudo foi a identificação das alterações biomecânicas da marcha de indivíduo com a lesão do LCA durante a fase de apoio da marcha. Foram analisados 16 voluntários, com história de lesão do LCA unilateral, e 10 voluntários sem lesão. Os achados desse estudo indicam que pacientes com a 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°. Presume-se que estas adaptações sejam subconscientemente realizadas, os indivíduos com a lesão apresentaram mecanismos adaptativos eficazes durante o andar, pois alteram os momentos de força do joelho, a fim de evitar a anteriorização da tibia em relação ao fêmur.

UNITERMOS: Análise, Marcha, Ligamento Cruzado Anterior

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).

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 tibia 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).

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

¹ Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Faculdade de Ciências Médicas, Universidade Estadual de Campinas.

² Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo.

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).

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 quadricepsal 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, 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, denominada mecanismos de proteção. Porém, quais são as compensações funcionais e quando ocorrem ainda não é um consenso entre a comunidade científica.

MATERIAL E MÉTODOS

Tipo de estudo e casuística

Metodologicamente, procedeu-se a estudos prospectivos de indivíduos com lesão do LCA, constituídos de triagem de pacientes do Serviço de Ortopedia e Traumatologia (onde foram diagnosticados), e de Fisioterapia da Universidade Estadual de Campinas, UNICAMP, após o diagnóstico de lesão do LCA, através do exame físico e radiológico. Em todos os casos a lesão ocorreu entre Janeiro de 1998 a Setembro de 2000.

Como material de estudo, enfocou-se a pesquisa de dezesseis casos de lesão do LCA, constituídos de triagem de pacientes do Serviço de Ortopedia e Traumatologia (onde foram diagnosticados por dois especialistas em ortopedia, não observando a variação de examinador para examinador), e de Fisioterapia da Universidade Estadual de Campinas, UNICAMP, após o diagnóstico de lesão do LCA, através do exame físico e radiológico (radiografia e ressonância magnética). Não foram considerados os tipos de ruptura ligamentar (parcial ou total) e tipos de ruptura meniscal.

A amostra do presente estudo foi composta por indivíduos do sexo masculino, que não apresentaram nenhum indício aparente de distúrbio de locomoção, como por

exemplo: desvios de coluna, diferença de comprimento entre os membros inferiores, prótese, lesão de qualquer outro ligamento da articulação do joelho que não seja no LCA e procedimento cirúrgico nesta articulação. Constituiu-se nesta amostra para atender aos propósitos do presente

estudo, dezesseis sujeitos com lesão do LCA classificados como grupo I, lesados, e dez sujeitos sem história de lesão músculo-esquelética nomeadas de grupo II, ou controle, ambos com medidas de idade, de estatura e massa (TABELA 1).

Tabela 1. Representação da média das variáveis idade, estatura e massa entre os grupos

	GRUPO I	GRUPO II
Idade (anos)	34	28
Estatura (m)	1.72	1.75
Massa (kg)	86	90

O questionário de avaliação funcional é de extrema importância para quantificar o nível de função articular (HOOPER et al. (2001)). O nível de instabilidade foi classificado segundo a escala de avaliação do joelho de Lynsholm, aplicada pelo fisioterapeuta. Esta escala está dentro da categoria de protocolos que procuram avaliar os sintomas subjetivos (instabilidade, dor, etc...), bem como, a perda funcional do joelho nas atividades diárias. A aplicação desta escala teve o objetivo de classificar o grau da perda funcional do joelho dos indivíduos que sofreram a lesão do LCA e verificar se a população escolhida foi homogênea, e também se possuía semelhante perda funcional da articulação do joelho. Sendo composta por oito itens, cada um com uma porcentagem de pontos. Ao final soma-se o número de pontos de cada item para estabelecer um valor total e, assim, classificar o joelho em quatro categorias: excelente (95 a 100 pontos), bom (84 a 94 pontos), regular (65 a 83 pontos) e pobre (menos que 64 pontos).

Os indivíduos do grupo controle – grupo II, sem história de lesão músculo-esquelética, confirmada através de uma breve entrevista inicial, 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. 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”.

O estudo obteve a aprovação e consentimento do Conselho de Ética e Pesquisa da Faculdade de Ciências

Médicas, UNICAMP.

Instrumentos de medição experimental **A-Cinemetria**

Segundo Zaro (1997), a cinemetria 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 e ângulos tridimensionais na articulação do joelho.

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: espinha ílaca ântero-superior e sacro, a 1 cm proximal a borda superior da patela, lateral a interlinha articular do joelho, tuberosidade da tíbia, a 3 cm do maléolo lateral, posteriormente ao calcâneo, entre o I e o II ossos metatarsos (FIGURA 1).



Figura 1. Marcadores reflexíveis.

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.

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.

B-Dinamometria

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

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).

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 freqüência de amostragem, bem como visualizar e salvar os dados. A freqüência 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 2).



Figura 2. Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor.

C-Processamento e aquisição de dados

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.

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, aferida pelo Inmetro, e a estatura através de uma fita métrica fixada à parede.

D-Variáveis estudadas

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

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° .

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

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).

Os momentos do joelho 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.

E-Tratamento Estatístico

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).

O software utilizado nesta análise foi o The SAS system for windows (statistical analysis system), versão 8.02.

5. RESULTADOS

De acordo com a Tabela 2, dentre as variáveis de interesse, apenas as variáveis: idade apresentou o nível de significância $p=0.0183$; e força muscular em membro inferior esquerdo apresentou nível de significância $p=0.0137$.

As variáveis representadas na Tabela 3: 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 $p < 0.05$).

Tabela 2. 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: $p=0.0137$

Tabela 3. 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)					

Apenas as variáveis perimetria direita e esquerda apresentaram respectivamente, o nível de significância $p=0.0490$ e tendência $p=0.0954$.

A Tabela 4 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. Estas variáveis não apresentaram o nível de significância adotado.

Tabela 4. Tabelas de frequência das variáveis de interesse pela variável grupo.

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

Os gráficos descritos no presente trabalho foram gerenciados pelo software Microcal Origin versão 5.0, e referem-se às articulações analisadas e respectivos movimentos; estes 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, sugerindo aumento da atividade dos isquiotibiais compensando a perda do LCA. Ao movimento de extensão, o grupo I apresentou maior amplitude durante toda a fase de apoio (GRÁFICO 1).

Os pacientes com a lesão apresentaram menor magnitude da variável potência ao movimento de flexão do joelho. No entanto, ao movimento de extensão, este grupo apresentou maior magnitude quando comparado ao grupo controle (GRÁFICO 2).

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), observa-se aumento do pico máximo do momento flexor e diminuição do momento extensor na fase de apoio simples (GRÁFICO 3).

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.

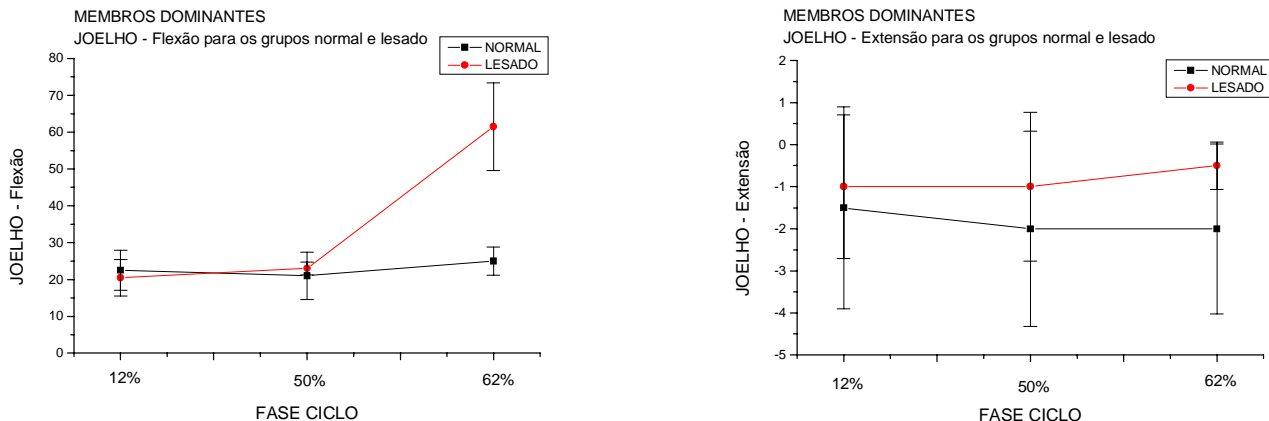


Gráfico 2. Gráficos mostrando a variável potência nos movimentos de flexão e extensão da articulação do joelho para os grupos I e II. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.

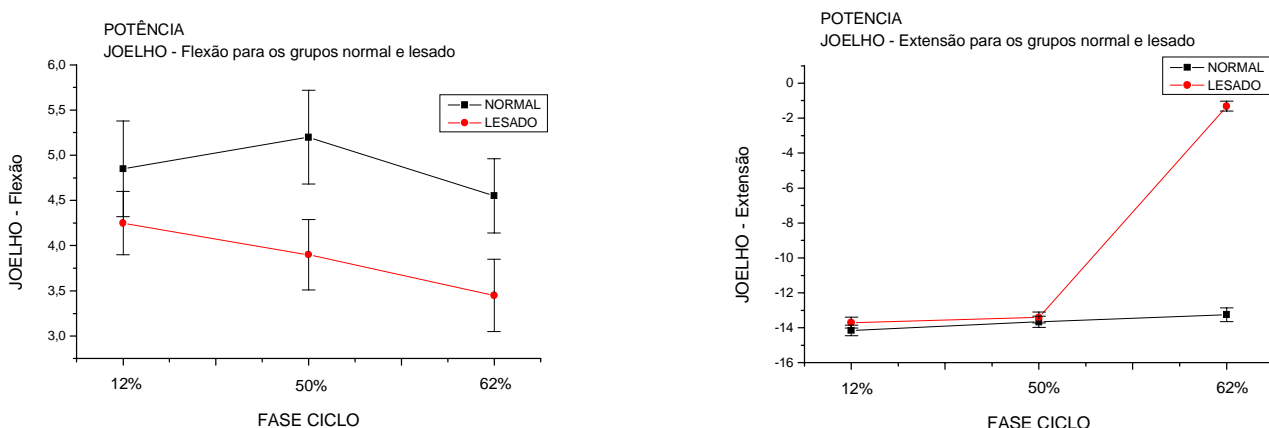
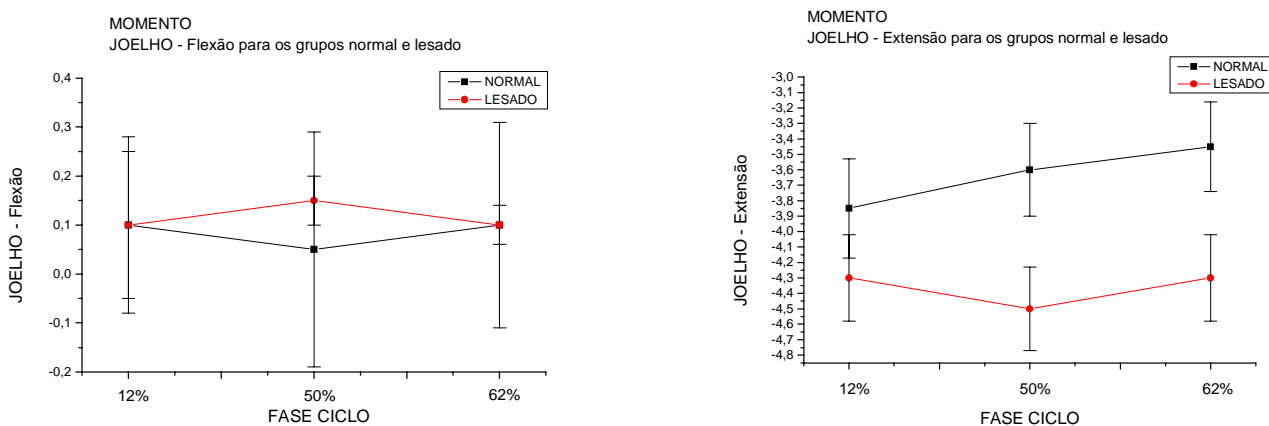


Gráfico 3. Gráficos mostrando a variável momento nos movimentos de flexão e extensão da articulação do joelho para os grupos I e II. Expressam o valor máximo, mediana e desvio padrão.



6. DISCUSSÃO

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 (quadríceps 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 eletro-neuromiográfica dos músculos quadríceps e isquiotibiais (FERBER et al.)

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 Shiavi et al. (1992) relatam que pacientes com a lesão do LCA caracterizam-se pelo aumento da atividade eletro-neuromiográfica 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 eletro-neuromiográfica 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 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.

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).

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.

Em seus estudos, Robert et al. (1998) mensuraram a potência da articulação do joelho durante a fase de apoio da marcha, entre indivíduos normais e com a lesão do LCA. 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. Assim, a diferença relacionada à potência entre os grupos na articulação do joelho

ao movimento de flexão, durante as fases de DAI, AS e DAS coincidem com este estudo, mas difere quanto à ausência de alteração significativa na articulação do joelho. Essa variável ao movimento de extensão do joelho apresentou maior magnitude nos indivíduos com a lesão.

7. CONCLUSÃO

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 interpretado como modificação adotada 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.

ABSTRACT: Anterior Cruciate Ligament (ACL) injury is one of the most frequent diseases induced by locomotion. The purpose of this study was to evaluate the biomechanical alterations due to ACL; ground reaction forces, knee angular variation and knee torques were measured.

Sixteen patients with unilateral deficiency of the anterior cruciate ligament and ten healthy control subjects were analyzed during walking.

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. It is presumed that these adaptations subconsciously are carried through, the individuals with the injury presents, efficient adaptations mechanisms during the walk, therefore they modify the moments of force the knee, in order to prevent the anterior displacement of the tibia in relation to femur.

UNITERMS: Analysis, Gait, Anterior cruciate ligament

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDRIACCHI, T. T. Dynamics of pathological motion: applied to the anterior cruciate deficient knee. **Journal of Biomechanics**, Los Angeles, v.23, p. 99-105, June. 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...** Campinas, 1997. p. 11-15.

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

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**, New York, v. 12, p. 8-18, Dec. 1994.

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**, New York, v. 4, n. 1, p. 83-88, April. 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**, England, v. 72A, n. 6, p. 871-77, Sep. 1990.

BRUNIERA, C. A. V. **Estudos biomecânicos da locomoção humana:** análise de variáveis descritivas para o andar e correr. 1994. Dissertação (Mestrado em Educação Física) - Universidade de São Paulo, São Paulo.

CAMANHO, G. L. **Patologia do joelho.** São Paulo: Sarvier, 1996.

CAMPBELL, W. C. **Cirurgia ortopédica.** 2. ed. São Paulo: Manole, 1996. v. 3.

CONOVER, W. J. **Practical nonparametric statistics.** New York: John Wiley & Sons, 1971.

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**, Philadelphia, v. 17, n. 6, p. 274-285, Jne. 2002.

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**, New York, v.8, p. 1456-1462, Aug. 2001.

LASS, P.; KAALUND, S.; LEFEVRE, S.; ARENDT-NIELSEN, L.; SINKJAER, T.; SIMONSEN, O. Muscle coordination following rupture of the anterior cruciate ligament. **Acta Orthopaedis Scandinavian**, Copenhagen, v. 62, n. 1, p. 9-14, Jan. 1991.

MOTA, Y.L. **Análise biomecânica do andar e do correr em indivíduos com lesão do LCA.** 2000. 103f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) - Universidade de São Paulo, São Paulo.

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**, New York, v. 65A, n. 1, p. 154-162, Jan. 1983.

ROBERTS, C. S.; RASH, G. S.; HONAKER, J. T., MARK, P. W.; SHAW, J. C. **Gait and Posture**, New York, v. 10, n. 1, p.189-199, Nov. 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. **Jornal of Orthopaedic Research**, New York, v. 10, n. 3, p. 226-236, June. 1992.

SIEGEL, S. **Estatística não-paramétrica para as ciências do comportamento.** São Paulo: Mc Graw Hill, 1975.

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**, New York, v. 21, n. 6, p. 887-889, Nov/Dec. 1993.

WEXLER, G., HURWITZ, D. E.; BUSH-JOSEPH, C. A.; ANDRIACCHI, T. P.; BACH, B. R. Functional gait adaptations in patients with anterior cruciate ligament deficiency over time. **Clinical Orthopaedic and Related Research**, Philadelphia, v.348, n.1, p. 166-175, March. 1998.

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

ZARO, M. A. Desafios da biomecânica brasileira. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 6., 1997, Campinas. **Anais...** Campinas, 1997. p. 29-33.