Jerônimo Rafael Skau

**Avaliação do comportamento mecânico dos músculos do
quadril em amputados transfemorais**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Medicina da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Mestre em
Ciências

Área de concentração: Fisiopatologia
Experimental

Orientador: Prof. Dr. Rubens Corrêa
Araujo

**São Paulo
2006**

Jerônimo Rafael Skau

**Avaliação do comportamento mecânico dos músculos do
quadril em amputados transfemorais**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Medicina da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Mestre em
Ciências

Área de concentração: Fisiopatologia
Experimental
Orientador: Prof. Dr. Rubens Corrêa
Araujo

**São Paulo
2006**

Dedico este trabalho aos meus pais,
ao meu irmão,
à minha esposa e ao meu filho

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Prof. Dr. Celso Ricardo Fernandes de Carvalho pela sua disponibilidade e atenção, ainda no início deste trabalho

Ao meu professor, amigo e orientador Prof. Dr. Rubens Corrêa Araujo, os meus sentimentos de admiração, respeito e amizade, desde os tempos de graduação. Agradeço por ter sido seu aluno, por seu conhecimento e pelos seus ensinamentos!

Agradeço à Prof^a. Dr^a. Júlia M. D. Greve, ao Prof. Dr. André Pedrinelli e ao Prof. Dr. Júlio C. Serrão pelas importantes contribuições no exame de qualificação

Obrigado Prof. Dr. Luis Mochizuki pela suas orientações, pelas dicas na elaboração do trabalho e sua disponibilidade para ajudar!

Agradeço ao Prof. Dr. Semaan El Razi Neto, pelos seu conhecimentos, amizade e compreensão da minha ausência em alguns trabalhos!

Obrigado Prof^a. Ms. Márcia Barbanera pela ajuda na elaboração deste trabalho e pela sua amizade!

Agradeço ao Prof. Dr. Ulysses Fernandes Ervilha pelas nossas poucas, porém importantes, discussões! Obrigado!

Ao meu amigo Prof. Daniel Rogério de Matos Jorge Ferreira, agradeço pela sua amizade, pela ajuda e pelas risadas durante os almoços na universidade!!

Agradeço à Prof^a. Ms. Aline Bigongiari pela sua disponibilidade de tempo e importante colaboração na etapa final!

Agradeço ao Prof. Márcio Tubaldini pela sua amizade de sempre!!

Agradeço os amigos e colegas do Laboratório de Biomecânica: Prof^a Patrícia Franciulli, Renata Ortiz, Carlos Mó, Gustavo Fogolin, Renatto Alves e Henry Dan

Aos meus amigos Tiago Cicarelli, Fábio Luz, Hygor Siqueira, Eduardo Campos e Alex Hideki, obrigado pela amizade conquistada e pela colaboração no trabalho!! Hygor, obrigado pela sua disponibilidade!

Peter Khun, obrigado pela sua atenção e encaminhamento de alguns pacientes! Aos participantes voluntários, o meu obrigado!

Agradeço à Lourdes A. A. Bigollo pela amizade e por sua ajuda!

Agradeços aos meus tios Arlete e Sinval, primos Tiago e Bruno por fazerem parte da minha vida.

À minha mãe Adenair Azevedo Rocha Skau e ao meu pai Pedro Skau Neto, o meu amor e carinho! Obrigado por vocês estarem presentes na minha vida em todos os momentos! Obrigado por compartilhar comigo seus conceitos, os seus valores, ensinamentos e principalmente o amor de vocês!

Agradeço ao meu irmão Helmut Skau pela sua amizade e companheirismo na nossa vida! Obrigado pelo computador!!

Obrigado Ana Cristina Khun Pletsh por ceder sua casa para algumas horas de trabalho!

E, por fim, um agradecimento especial às duas pessoas muito importantes na minha vida: minha esposa Paula Blois Skau e ao meu filho Gustavo Blois Skau! Obrigado pela compreensão nos momentos da minha ausência! Vocês me ajudaram muito!!

Esta dissertação está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors* (Vancouver)

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Serviço de biblioteca e Documentação. *Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias*. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Júlia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 2ªed, São Paulo: serviço de Biblioteca e Documentação; 2005.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com o *List of Indexed in Index Medicus*

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS.....	iv
LISTA DE FIGURAS.....	viii
LISTA DE TABELAS.....	x
RESUMO.....	xi
<i>ABSTRACT</i>	xii
1 - INTRODUÇÃO.....	1
2 - OBJETIVOS.....	14
3 - HIPÓTESES.....	15
4 - JUSTIFICATIVA.....	16
5 - CASUÍSTICA E MÉTODO.....	17
5.1 – AMOSTRA.....	17
5.2 - CLASSIFICAÇÃO FUNCIONAL DOS AMPUTADOS TRANSFEMORAIS.....	21
5.3 – DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA.....	21
5.3.1 – <i>PROTOCOLO DE TESTE ISOMÉTRICO</i>	21
5.3.2 – <i>PROTOCOLO DE TESTE ISOCINÉTICO</i>	22
6 – VARIÁVEIS ESTUDADAS E ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	29
7- RESULTADOS.....	30
7.1 – AÇÃO DOS MÚSCULOS EM ISOMETRIA.....	30
7.2 – AÇÕES MUSCULARES NOS MOVIMENTOS ISOCINÉTICOS.....	33
8 – DISCUSSÃO.....	46
8.1 – Relação torque-ângulo.....	49
8.2 - Relação torque-velocidade. Contrações concêntricas.....	52
8.3 – Relação torque-velocidade. Contrações excêntricas.....	54
9 – CONCLUSÕES.....	58
10 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	60
11 - ANEXOS.....	68
ANEXO 1 – COMISSÃO DE ÉTICA.....	68
ANEXO 2 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ESCLARECIDO.....	69
ANEXO 3 - AVALIAÇÃO DOS SUJEITOS DO GRUPO CONTROLE.....	70
ANEXO 4 - AVALIAÇÃO DOS AMPUTADOS TRANSFEMORAIS.....	71
ANEXO 5 - Questionário para avaliação funcional da marcha do amputado.....	73
ANEXO 6 - Apresentação dos componentes protéticos utilizados pelos amputados.	74

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1: Estabilização do coto ao braço móvel do dinamômetro para execução dos movimentos de abdução e adução no sujeito amputado. Dois cintos superiores se cruzam no tronco e um outro na cintura pélvica garantem a estabilização da rotação. Um último cinto estabiliza a rotação. Um último cinto estabiliza o membro inferior contralateral. 26
- Figura 2: - Posicionamento de um sujeito do grupo controle para aquisição dos dados relacionados aos movimentos de flexão e extensão. Dois cintos cruzam-se no tronco, um pela cintura pélvica e o outro estabiliza o membro inferior contralateral. 26
- Figura 3: Diagrama de representação do protocolo isocinético e isométrico de avaliação isocinética. 27
- Figura 4: Pico de torque normalizado pela massa corporal para os movimentos de flexão e extensão do quadril em contrações isométricas nas posições angulares de 0°, 30°, 60° e 90° de flexão do quadril. * $p=0,028$ entre o lado envolvido e controle na posição de 0°. # $p<0,001$ para os valores do grupo controle e lado não envolvido na posição 0° comparados aos das demais posições angulares nas contrações do grupo extensor do quadril. § pico de torque no lado envolvido menor que grupo controle e lado não envolvido ($p<0,001$). Note que não houve diferença significativa dos valores de pico de torque entre as diferentes posições angulares do lado envolvido no grupo extensor do quadril. 31
- Figura 5: Figura 9 - Pico de torque normalizado pela massa corporal para os movimentos de abdução e adução em contrações isométricas nas posições angulares de 0°, 10°, 20° e 30° de abdução do quadril. * $p<0,005$ para diferenças nos valores de pico de torque abdutor entre o lado envolvido e controle na posição neutra do quadril (0°) e § $p<0,002$ para diferenças na posição de 10° de abdução. # para diferenças nos valores de pico de torque adutor entre os grupos controle e amputado, tanto para o lado envolvido ($p=0,002$) quanto para o não envolvido ($p=0,014$) na amputação. 32
- Figura 6: Pico de torque flexor e extensor no quadril, ambos normalizados pela massa corporal, nas velocidades angulares de 30°/s, 90°/s e 150°/s. O lado envolvido na amputação obteve valores de pico de torque flexor do quadril menores quando comparados aos do grupo controle e do lado não envolvido. Em contrapartida, os valores do pico de torque extensor foram maiores no grupo amputado em ambos os lados quando comparados ao grupo controle. Diferenças significativas ocorreram apenas entre o lado envolvido e grupo controle nas três velocidades analisadas ($p<0,05$), tanto para o movimento de extensão quanto para o de flexão do quadril. 35
- Figura 7: Valores da variável trabalho normalizados pela massa corporal, em velocidades angulares de 30°/s, 90°/s e 150°/s nas contrações concêntricas e excêntricas dos músculos flexores do quadril. * o valor da variável trabalho do grupo extensor no lado envolvido foi maior que o do grupo flexor do lado envolvido na velocidade de 150°/s ($p=0,005$). 36
- Figura 8: – Relação concêntrica e excêntrica do pico de torque flexor do quadril normalizado pela massa corporal. Os valores negativos referem-se às contrações excêntricas e os positivos às concêntricas. *valores dos picos de torque excêntrico maiores que os concêntricos, tanto para o grupo controle quanto para o lado não envolvido na velocidade de 150°/s ($p<0,001$). #valores de picos de torque excêntrico no grupo controle ($p=0,017$) e lado não envolvido ($p=0,010$) maiores na velocidade de 150°/s quando comparados aos valores em 30°/s. 38
- Figura 9: Pico de torque extensor do quadril normalizado pela massa corporal nas contrações concêntricas e excêntricas. Os valores negativos referem-se às contrações excêntricas e os positivos às concêntricas. *diferença significativa entre lado envolvido e grupo controle em 30°/s ($p=0,014$). # diferenças entre o lado não envolvido e grupo controle na velocidade de 30°/s ($p=0,0002$) e em 150°/s ($p=0,002$). 39
- Figura 10: Trabalho muscular do grupo flexor do quadril normalizado pela massa corporal nas contrações concêntricas e excêntricas. Os valores negativos referem-se às contrações excêntricas e os positivos às concêntricas. *diferenças significativas entre os valores no lado envolvido ($p=0,022$) do grupo amputado, na velocidade de 150°/s: a contração excêntrica nessa velocidade gerou maior trabalho que a concêntrica. # trabalho muscular no grupo controle foi maior em 90°/s ($p=0,001$) e 150°/s ($p=0,001$) quando comparados aos dos 30°/s. 40

Figura 11: Trabalho muscular do grupo extensor do quadril normalizado pela massa corporal nas contrações concêntricas e excêntricas. Os valores negativos referem-se às contrações excêntricas e os positivos às concêntricas. *diferença significativa nos valores do trabalho muscular do grupo controle, nas velocidades de 150°/s e 30°/s durante as contrações excêntricas (p=0,0008).	41
Figura 12: Pico de torque abdutor e adutor no quadril, ambos normalizados pela massa corporal, nas velocidades angulares de 30°/s, 90°/s e 150°/s. * diferenças estatisticamente significativas (p=0,020) que mostram o menor pico de torque do grupo abdutor com relação ao lado não envolvido. Os valores do pico de torque adutor foram menores e estatisticamente diferentes somente entre o lado envolvido na amputação e grupo controle, em todas as velocidades angulares analisadas: 30°/s (p=0,036), 90°/s (p=0,011) e 150°/s (p=0,004).	43
Figura 13: Valores de trabalho muscular dos músculos adutores e abdutores nas velocidades angulares de 30°/s, 90°/s e 150°/s. * diferenças significativas entre o lado envolvido e grupo controle em 30°/s (p=0,03), 90°/s (p=0,01) e 150°/s (p=0,007). # diferenças significativas entre o lado envolvido e controle (p=0,020).	44

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Distribuição em porcentagem das diferentes causas de amputações (PEDRINELLI, 2004)..	2
Tabela 2: Dados antropométricos dos grupos amputados e controle.....	18
Tabela 3: Dados sobre a idade, do tempo da amputação até o momento da avaliação e sobre a distribuição das causas que levaram as amputações.....	19

RESUMO

Skau JR. *Avaliação do comportamento mecânico dos músculos do quadril em amputados transfemorais* [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2006, 74p.

Introdução: O amputado transfemoral apresenta alterações anatômicas e funcionais importantes que se manifestam na marcha e nas atividades diárias. Apesar do lado envolvido na amputação apresentar menor força, não se sabe ao certo se há alguma posição angular ou velocidade angular específica em que isso ocorre, o tipo de contração muscular mais acometido e, além disso, se o lado não envolvido na amputação, também, possui variações da força muscular. Objetivos: Avaliar o torque e trabalho nos músculos do quadril através da dinamometria isocinética nos amputados transfemorais, em contrações isométricas, concêntricas e excêntricas dos músculos do quadril dos amputados transfemorais e comparar estes valores com o lado não envolvido pela amputação e grupo controle. Casística e Método: A característica do estudo é do tipo transversal, no qual 23 sujeitos do sexo masculino, sedentários, foram divididos em dois grupos. O grupo controle foi constituído de 13 sujeitos com média de idade de $27,2 \pm 7,6$ anos, massa corporal de $69,7 \pm 9,9$ kg, e estatura de $1,74 \pm 0,05$ m. O grupo de amputados foi constituído de 10 (dez) sujeitos amputados transfemorais, com $37,7 \pm 12,5$ anos de idade, massa corporal de $63,9 \pm 7,5$ kg e estatura média de $1,70 \pm 0,09$ m. O dinamômetro isocinético *Biodex* modelo *System 3 Pro* foi utilizado para as coletas dos dados isométricos e dos movimentos isocinéticos, tanto para contração muscular concêntrica quanto para contração excêntrica. As posições angulares foram de 0° , 10° , 20° e 30° de abdução do quadril, para os grupos adutores e abdutores, e 0° , 30° , 60° e 90° para os grupos flexores e extensores. As contrações concêntricas e excêntricas foram avaliadas nas velocidades angulares de $30^\circ/\text{s}$, $90^\circ/\text{s}$ e $150^\circ/\text{s}$. Resultados: O grupo amputado apresentou reduções significativas do torque e trabalho no lado envolvido nas contrações isométricas, principalmente nas posições de maior grau de alongamento muscular. Os achados das contrações concêntricas e excêntricas mostraram que o lado envolvido e não envolvido têm menores torque que o grupo controle, principalmente em maior velocidade. O grupo adutor do quadril tem importante diminuição de força em ambos os lados no amputado. Interessantemente, o torque e trabalho dos músculos extensores do quadril, nos amputados, em ambos os lados, foram maiores que o grupo controle, o que indicar uma adaptação dos músculos ao uso da prótese. A variável trabalho pode ser importante para revelar as condições musculares desta população. Conclusão: Os achados do presente estudo mostraram que os amputados transfemorais têm alterações no torque e trabalho mecânico gerados pelos músculos do quadril, no lado envolvido e não envolvido, dependendo da velocidade angular e da posição da articulação.

Descritores: amputação/reabilitação, amputados, torque, biomecânica/instrumentação, articulação do quadril, fêmur.

ABSTRACT

Skau JR. *Evaluation of the hip muscles mechanical behavior in transfemoral amputees* [dissertation]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2006, 74p.

Introduction Amputation at the transfemoral level leads to anatomical and functional adaptations that change the gait pattern and influences daily-life activities. It is well known that the side of the amputation presents lower force. However, it is not known if there is a specific angular position or angular velocity in that the force is even lower. Moreover, how amputation affects the type of muscular contraction and the force generated in the contralateral side needs further investigation. **Objectives:** to investigate torque and mechanical work generated by hip muscles in transfemoral amputees subjects during concentric and eccentric isometric contractions. Furthermore, to compare these parameters with the non-involved side and a control non-amputee group. **Methods:** Thirteen subjects (mean age $\pm$ SD, $27,2 \pm 7,6$ years, mean height $\pm$ SD, $1,74 \pm 0,05$ cm, mean weight $69,7 \pm 9,9$ kg) in the control group and ten (mean age $\pm$ SD, $37,7 \pm 12,5$ years, mean height $\pm$ SD, $1,70 \pm 0,09$ cm, mean weight $63,9 \pm 7,5$ kg) in the amputee group participated in the study. A dynamometer Biodex System 3 Pro was used to measure torque and mechanical work in four (0° , 10° , 20° e 30°) hip abduction positions during hip abduction and adduction efforts, and four (0° , 30° , 60° e 90°) hip abduction positions during hip flexion and extension. Concentric and eccentric contractions were evaluated during $30^\circ/\text{s}$, $90^\circ/\text{s}$ and $150^\circ/\text{s}$. **Results:** The amputee group presented significant reduction in the isometric torque generated in the ipsilateral side, mainly when the muscle was further stretched. For concentric and eccentric contractions, in high angular velocity, the control group presented significantly higher torque values when compared with the both sides of the amputee group. Interestingly, the torque and mechanical work generated by the amputee group, in both sides, were significantly higher compared with the control group. Mechanical work might be an important parameter to understand muscular conditions in the amputee population. **Conclusion:** The present study showed that transfemoral amputees have alterations in hip muscles torque and mechanical work generation, in the involved and uninvolved side, according to the joint position and angular velocity.

Descriptors: amputation/rehabilitation, amputees, torque, biomechanics/instrumentation, hip joint, femur.

1 - INTRODUÇÃO

O termo amputação, o mais antigo de todos os procedimentos operatórios (CRENSHAW, 1996), refere-se ao processo no qual uma parte do corpo é separada cirurgicamente ou através de trauma direto. As amputações são cirurgias freqüentes, relacionadas principalmente pelo aumento da expectativa de vida e pela incidência de doenças vasculares (PEDRINELLI, 2004).

Denomina-se membro residual ou coto, a porção remanescente do membro amputado que se adaptará à prótese. As próteses são dispositivos utilizados para substituir externamente o membro amputado (SHURR e MICHAEL, 2000), com relatos de sua confecção desde os tempos antes de Cristo (PHILLIPS, 1990).

As estimativas publicadas sobre o número de amputações nos EUA variam significativamente, onde são citadas prevalências de 350.000 a um milhão de amputados e incidência de 20.000 a 30.000 novos a cada ano. Cronologicamente, a mais elevada incidência de perda de membros ocorre na faixa etária dos 50 aos 75 anos, estando principalmente relacionadas à doença vascular. Cerca de 75% dos amputados são do sexo masculino, aproximadamente 85% de todas as amputações ocorrem nos membros inferiores e o número de amputações em relação aos lados direito e esquerdo é basicamente igual (CRENSHAW, 1996).

ROMMERS *et al.* (1997) encontraram 2.000 pacientes com amputações de membros inferiores numa população de 15 milhões de habitantes no ano de 1991 na Holanda. WHITE *et al.* (1997) reportam que 88% das amputações ocorrem no nível transtibial ou transfemoral.

Estima-se que as amputações do membro inferior correspondam a 85% de todas as amputações, apesar de não existirem informações epidemiológicas precisas (CARVALHO, 2003). No Brasil, de acordo com os dados do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (IOT-HC-FMUSP), entre 1992 e 1999 foram realizadas 532 amputações. A maioria dos pacientes era do sexo masculino (77,4%), no qual o trauma esteve entre as causas que levaram à maioria das amputações, além do tumor, da infecção, deformidade congênita e doença vascular como pode ser visto na Tabela 1 (PEDRINELLI, 1996).

A maior prevalência da etiologia traumática deve-se à idade da população analisada estar entre 11 e 30 anos, diferentemente das amputações de origem vascular que acometem, em sua maioria, pessoas idosas (ROMMERS *et al.* 1997; SHURR e MICHAEL, 2000).

Tabela 1: Distribuição em porcentagem das diferentes causas de amputações (PEDRINELLI, 2004).

<i>Causas das amputações</i>	<i>Incidência (%)</i>
Trauma	67,90
Tumor	17,67
Infecção	6,27
Congênita	5,58
Vascular	2,32

Os amputados apresentam alterações anatômicas e funcionais. JAEGER *et al.* (1995^a) estudaram tais alterações decorrentes de amputação no nível transfemoral e encontraram a espessura óssea do fêmur diminuída com atrofia cortical, que variou de 10% a 20% no nível do trocânter maior. A atrofia muscular estudada por estes

autores ocorreu em todos os músculos do quadril. Embora tenha sido mais acentuada nos músculos biarticulares, como por exemplo, no caso do músculo sartório e dos isquiotibiais (40% a 70%), ela ocorreu inclusive nos músculos não acometidos pelo procedimento cirúrgico, como o músculo iliopsoas.

A amputação de qualquer parte dos membros inferiores altera a posição do centro de gravidade (CG) que, será tanto mais alto quanto maior for a quantidade de massa perdida. A utilização de uma prótese tende a baixar o CG para uma posição próxima do normal (ADRIAN e COOPER, 1995). Os amputados transfemorais realizam movimentos com amplitudes diferentes no tronco, pelve e coxa durante a caminhada, primariamente devido aos elementos passivos da prótese (LUSARDI e NIELSEN, 2000). Como movimento final, a flexão do joelho deve ser iniciada com os músculos do quadril e da coxa (JAEGER *et al.*, 1995^b). JONES *et al.* (1997) demonstraram que os pacientes amputados no nível transfemoral apresentam menor porcentagem de descarga de peso corporal sobre a prótese quando comparado com os de nível transtibial. JAEGER *et al.*, 1995^b mostraram que a maioria dos amputados apresentou assimetria durante as fases de apoio e oscilação na marcha, corroborando com os resultados verificados por NOLAN e LEES (2000). Portanto, se os amputados transfemorais apresentam modificações do comportamento muscular, tanto na fase de apoio quanto na de oscilação, principalmente com relação às funções de estabilização e movimento com a prótese, é importante avaliar o grau de força em diferentes grupos musculares. Além disso, determinar quais grupos apresentam maiores déficits de força num tipo específico de contração muscular pode trazer informações relevantes para a reabilitação da marcha.

NOLAN e LEES (2000) investigaram a demanda funcional aplicada aos membros inferiores de amputados transtibiais e transfemorais. Com uma plataforma de força, eles analisaram variáveis cinéticas e cinemáticas, como o momento, em ambos os lados nos sujeitos amputados. Os achados mostraram que os amputados compensaram a perda funcional de uma ou mais articulações com aumento do momento articular e a produção de força no lado não amputado, quando comparados aos sujeitos não amputados. Além disso, constataram que os amputados transfemorais exibiram maior ângulo de dorsiflexão no membro intacto durante a marcha devido a um aumento do comprimento do passo durante a fase de oscilação.

Durante a fase de apoio, a flexão do joelho é menor no lado amputado em relação ao lado oposto devido ao mecanismo protético, muito embora a flexão do joelho no lado não amputado tenha sido maior que a dos sujeitos não amputados. No lado não afetado pela amputação, os amputados exibiram aumento do momento extensor do quadril durante a fase de apoio e aumento do momento flexor na fase de apoio final quando comparados aos sujeitos não amputados. O maior pico de momento flexor no quadril intacto pode ser explicado pela necessidade de promover uma fase de oscilação mais rápida neste membro para compensar um tempo menor que os amputados demandam na fase de apoio com a prótese (NOLAN e LEES, 2000). Em função dos achados destes autores, em relação às alterações cinemáticas na marcha no lado não amputado, observa-se que a amputação não afeta somente o lado amputado e tem conseqüências no lado intacto. Dessa forma, a investigação sobre a preservação da força nos músculos do quadril deste lado pode revelar dados importantes que poderão ser utilizados na reabilitação destes pacientes com o intuito de melhorar a marcha.

O estudo de ARUIN *et al.* (1997) mostra que os amputados transtibiais apresentam padrões gerais de largas mudanças antecipatórias na atividade dos músculos no lado intacto do corpo quando comparado ao amputado, mais evidentemente observadas nos músculos bíceps da coxa e reto da coxa, enquanto que, nos músculos do tronco (erectores da coluna) apresentaram padrões mais simétricos. Os autores relatam que a maioria das estratégias de reabilitação enfatiza a importância do fortalecimento muscular no lado intacto e amputado, e que, tais estratégias teriam melhores resultados quando aplicadas numa fase inicial da reabilitação, na qual o paciente aprenderia a utilizar a prótese.

A fraqueza dos músculos do quadril, no coto dos amputados transfemorais, tem sido citada como um dos fatores que contribuem para anormalidades da marcha (RYSER *et al.*, 1988, NOLAN e LEE, 2000). Alguns estudos relataram a presença de fraqueza significativa nestes músculos quando comparada ao lado contralateral (JAEGER *et al.*, 1995^b; RYSER *et al.*, 1988).

Diferentes autores realizaram estudos sobre a força muscular em amputados transtibiais (KLINGESTIERNA *et al.*, 1990; Marin *et al.*, 1992; ISAKOV *et al.*, 1996^a; ISAKOV *et al.*, 1996^b; PEDRINELLI, 1998 e MOIRENFELD *et al.*, 2000). Todavia, poucos estudos têm demonstrado a utilização do dinamômetro isocinético para a mensuração do torque gerado no quadril em amputados transfemorais (JAMES, 1973; RYSER *et al.*, 1988) e tal procedimento de avaliação é clinicamente importante para o entendimento da função dos músculos do quadril (MARKHEDE e GRIMBY, 1980, LUSARDI e NIELSEN, 2000).

Pode-se tomar como exemplo a prova de função dos músculos abdutores do quadril. De acordo com KENDALL (1995), a posição ideal do teste manual para os

músculos abdutores é em decúbito lateral, com a força aplicada pelo examinador, lateralmente, na extremidade distal da perna. Para a graduação da força muscular (0 a V) através dos testes executados manualmente, considera-se desde a qualidade da contração muscular (Grau I) até capacidade do indivíduo manter o segmento contra a ação da força da gravidade associada a uma resistência a ele aplicada (Grau V). Os músculos abdutores fornecem uma resistência considerável para os testes musculares manuais e poderiam ser graduados com força normal ou próxima do normal, mesmo em condições de fraqueza muscular (RYSER *et al.*, 1988) e isto pode ocorrer, pois, com a amputação, os músculos, como por exemplo os abdutores, são menos solicitados pela ausência parcial do membro. No caso de amputados transfemorais, o teste manual pode não ser capaz de revelar uma debilidade muscular. A dinamometria isocinética tenta fornecer parâmetros mais objetivos da condição muscular e este recurso tem vantagens distintas sobre outras formas de avaliar a força, já que o torque máximo pode ser gerado completamente em toda a amplitude de movimento. Além disso, esse procedimento pode ser considerado de maior segurança para o paciente porque a resistência é ajustada ao seu esforço, o que é importante, pois o indivíduo que se utiliza deste procedimento, seja para avaliação quanto para treinamento, pode interromper a execução de um determinado movimento ao menor sinal de desconforto. Quando fatores limitantes, como a dor ou algum desconforto, ocorrem subitamente, a resistência é imediatamente ajustada ao esforço do paciente e, desta forma, o risco de ocorrer uma lesão é minimizado (MOIRENFELD *et al.*, 2000). O valor do teste isocinético para a capacidade funcional locomotora tem sido estabelecido na literatura (DVIR, 1995), em que estudos da avaliação da força nos músculos do quadril através da dinamometria

ocorreram desde a década de 50 do século passado com os trabalhos de CLARK (1948) *apud* MAY (1968).

MAY (1968) avaliou a força isométrica dos músculos adutores e abdutores com um equipamento hidráulico, com os indivíduos em decúbito dorsal e posição ortostática. Seus resultados mostraram que os músculos estudados aumentavam a tensão à medida que eles eram alongados e que não havia diferenças significativas de força entre os grupos adutores e abdutores.

JENSEN *et al.* (1971) desenvolveram um equipamento para avaliar a força nos movimentos de abdução (em posição supina), flexão e extensão (em decúbito lateral), todos com contrações isotônicas concêntricas em indivíduos saudáveis. Os músculos abdutores apresentaram maior torque na posição neutra do quadril, os flexores entre 30 e 35° de flexão e os extensores entre 40 e 45°, também, de flexão.

Estes achados de MAY (1968) e JENSEN *et al.* (1971) acerca dos músculos abdutores estão de acordo com os obtidos por OLSON *et al.* (1972) que, estudaram apenas o grupo abdutor do quadril com um dinamômetro desenvolvido por eles próprios, com destaque para o fato de terem mensurado as contrações excêntricas. Eles concluíram, também, que as contrações excêntricas geram maior torque em relação aos outros tipos de contrações.

MARKHEDE e GRIMBY (1980) utilizaram a dinamometria para realizar contrações isométricas e em movimento isocinético nos músculos do quadril. Neste estudo eles tentaram identificar o ângulo de pico de torque nos movimentos de flexão, abdução e extensão do quadril. Seus achados revelaram que o pico de torque flexor ocorreu numa angulação entre 20 e 30° de flexão do quadril, enquanto que o abdutor ficou próximo à posição neutra do quadril. Todavia, os autores não

conseguiram definir uma angulação aproximada em que o pico de torque extensor do quadril ocorreu.

ANIANSSON *et al.* (1980) conduziram um estudo no músculo quadríceps da coxa nas condições isométrica e de movimento isocinético em 72 participantes não amputados, entre homens e mulheres, selecionados dentre mais de quinhentos sujeitos com 70 anos de idade. Apesar de não ter envolvido amputados, este estudo é interessante porque revelou a diferença de força entre os sexos: as mulheres tiveram aproximadamente 56% do torque gerado pelos homens neste grupo muscular. Além disso, mostrou um dado interessante que envolve atividades ocupacionais na qual há uma correlação direta entre a força muscular e a atividade física nos homens. No caso dos músculos do quadril em indivíduos não amputados, CAHALAN *et al* (1989) encontraram proporção semelhante de diferença entre os sexos nos músculos adutores, abdutores, flexores e extensores em sujeitos de 20 a 40 anos.

JAMES (1973) estudou o efeito do treinamento físico em amputados transfemorais unilaterais saudáveis. O objetivo de seu estudo foi verificar o efeito do treinamento físico sobre as seguintes condições: capacidade circulatória funcional, torque muscular (em ambos os lados) através da dinamometria isocinética, padrão de marcha com a prótese e custo energético da marcha com a prótese. Ele observou um aumento de torque nos músculos do quadril (adutores, abdutores, flexores e extensores) com o treinamento, o qual foi mais evidente nos músculos adutores e abdutores. A assimetria durante a marcha, observada pelo comprimento do passo e pela duração da fase de apoio e oscilação, diminuiu com o treinamento físico. Um músculo forte no amputado e capaz de controlar os movimentos adequadamente é importante para a marcha, como no caso dos músculos extensores do quadril para as

fases de apoio inicial e médio apoio, nas quais estes participam do controle do joelho protético (ALSINDI e DATTA, 1998).

ISAKOV *et al.*, (1996^a) realizaram um estudo no qual o objetivo foi verificar a relação do comprimento do coto com a atrofia e o desenvolvimento de força nos músculos da coxa em amputados transtibiais unilaterais. Seus achados mostraram que o desenvolvimento de força nos músculos quadríceps e isquiotibiais é maior no membro sadio do que no amputado. Quando se correlacionaram as produções de torque isométrico e isotônico (concêntrico) com o comprimento do coto, os cotos mais curtos apresentaram valores menores, evidenciando uma fraqueza muscular. Nos amputados transtibiais com cotos curtos, o pequeno braço de potência interfere com a habilidade dos músculos da coxa em controlar a prótese eficientemente durante as atividades de vida diária, como, por exemplo, ficar em pé e caminhar (ISAKOV *et al.*, 1996^a). Na presente revisão da literatura específica, não foram encontrados trabalhos que demonstrem esta correlação para amputados transfemorais.

A qualidade do desempenho da marcha e da postura em pé depende de uma boa utilização protética e, também, da força dos músculos quadríceps e isquiotibiais, os quais controlam os movimentos do joelho no membro afetado (ISAKOV *et al.*, 1996^b). Com este pensamento, ISAKOV *et al.* (1996^b) realizaram um estudo sobre a força muscular isométrica e em movimento isocinético (concêntrica e excêntrica) dos músculos da coxa em amputados transtibiais unilaterais. Todos os sujeitos tinham amputações transtibiais e foram divididos em dois grupos: antes e após sete anos de amputação. Os resultados obtidos para o pico de torque durante contrações concêntricas e excêntricas, assim como a média do torque isométrico máximo foram

significativamente menores no lado amputado (ISAKOV *et al.*, 1996^b). Devido à atrofia muscular relacionada ao desuso ser tempo-dependente, os autores dividiram os amputados em dois grupos e os compararam entre si. Apesar da diminuição da força ocorrer mais amplamente nos grupo de amputados com mais de sete anos de amputação, esta diferença não foi estatisticamente significativa. Os autores assumiram, dessa forma, que a principal redução da força muscular ocorre durante os primeiros anos de após a amputação. Mesmo se os sujeitos continuassem com todas as atividades de vida diária, eles se beneficiariam de programas de reabilitação que incluem o fortalecimento dos músculos da coxa (ISAKOV *et al.*, 1996^b).

RYSER *et al.* (1988) realizaram um estudo com o objetivo de mensurar o efeito da posição do quadril no plano frontal sobre força muscular dos abdutores em amputados transfemorais unilaterais. Posteriormente, determinar a força isométrica e concêntricos músculos abdutores do quadril nesta população e compará-las com o lado oposto, bem como, indivíduos não amputados. Através da análise do torque isométrico abdutor no lado amputado, os autores encontraram valores maiores nos sujeitos que deambulavam sem auxílio de muletas. Os sujeitos que não usavam muletas tiveram maior força no lado não amputado quando comparado aos sujeitos que deambulavam com este auxílio. De acordo com estes dados, pode-se observar que o grau de independência funcional do paciente influi no desenvolvimento da força muscular.

RYSER *et al.* (1988) reportam, ainda, uma diminuição da circunferência no membro residual comparado ao membro intacto, que pode ser explicado pelas atrofias musculares no coto de amputação e hipertrofia compensatória no lado não amputado. A redução da força muscular dos músculos abdutores, verificada através

da dinamometria isocinética em 30°/seg e 90°/seg, foi significativamente menor no membro residual quando comparado ao membro contralateral e aos sujeitos não amputados. Em um dos poucos trabalhos em que os autores estudaram especificamente a força muscular em amputados transfemorais, esses autores avaliaram somente o grupo abdutor nas contrações isométrica e em movimento isocinético e, dessa maneira, não se pode avaliar a relação agonista-antagonista.

Após uma amputação transfemoral, a estrutura dos músculos que envolvem a articulação do quadril pode mudar. Quanto mais proximal o nível de amputação, mais músculos são envolvidos e, provavelmente, maiores mudanças aparecerão nos músculos remanescentes. Nesta condição, os músculos produzem menor movimento em virtude da diminuição da atividade no lado amputado (JAEGER *et al.*, 1995^a) e, assim, a amputação pode levar à desmineralização óssea e à atrofia dos músculos envolvidos (TORRES-MORENO *et al.* 1994; SHURR e MICHAEL, 2000)

Além da redução da força e da atrofia muscular decorrente do processo cirúrgico (GOTTSCALK, 1999, RYSER *et al.*, 1988), os amputados transfemorais podem apresentar outras disfunções nos músculos do quadril que são observadas durante a marcha, e estas, envolvem as mudanças nos padrões de atividade eletromiográfica destes músculos (JAEGER *et al.*, 1995^b), as alterações cinemáticas (NOLAN e LEES, 2000) e movimentos do coto no interior do encaixe protético (CONVERY e MURRAY, 2001). Dessa forma, seria importante uma avaliação da capacidade dos músculos do quadril gerarem força sob diferentes condições de contração muscular para se investigar os eventuais déficits sob diferentes tipos de contração muscular.

Os estudos sobre a força e resistência dos músculos que atuam no joelho estão bem documentados tanto em indivíduos saudáveis quanto em pacientes que apresentam outras patologias, como no caso da osteoartrite (AROKOSKI *et al.*, 2005; TIDEMARK *et al.*, 2003) ou mesmo nos amputados transtibiais (PEDRINELLI *et al.*, 2002; ARUIN *et al.*, 1997 e ISAKOV *et al.*, 1996). Por outro lado, poucos estudos abordaram especificamente a avaliação da força dos músculos do quadril através da dinamometria isocinética, tanto em indivíduos saudáveis (Judge *et al.*, 1994; Johnston *et al.*, 1998 e Johnson *et al.*, 2004), quanto nos sujeitos amputados transfemorais (JAMES, 1973 e Ryser *et al.*, 1988).

Embora haja alguns estudos com indivíduos saudáveis sobre a análise da força (torque) em diferentes movimentos do quadril como os realizados por MAY (1968), OLSON *et al.* (1972), ANIANSSON *et al.* (1980), MARKHEDE e GRIMBY (1980) e CAHALAN *et al.* (1989), existe uma lacuna quanto ao uso da dinamometria isocinética e conseqüente descrição da variável torque sob contrações isométrica, concêntrica e excêntrica na população amputada no nível transfemoral (RYSER *et al.*, 1988). A avaliação do torque muscular com dinamômetros isocinéticos, por meio das relações torque-ângulo e torque-velocidade de grupos musculares, tem sido denominada de avaliação do comportamento mecânico muscular (ROCHA, 2004; HERZOG e TER KEURS, 1988).

Na verdade, pode-se deduzir que um paciente amputado transfemoral tenha redução da força dos músculos do quadril, porém, não se sabe, ainda, quais são as conseqüências mais severas para estes músculos, se elas se encontram em posições angulares específicas, em velocidades angulares específicas, se existe um tipo de contração (concêntrica, excêntrica ou isométrica) na qual o amputado transfemoral

pode apresentar maior incapacidade muscular. Além disso, não se sabe ao certo, quais são os músculos que são mais acometidos pelo procedimento operatório de amputação e, contudo, se o lado não amputado pode apresentar algum tipo de alteração na capacidade de gerar força nos músculos do quadril. Um melhor conhecimento das alterações do comportamento mecânico dos músculos do quadril em decorrência da amputação pode fornecer parâmetros mais adequados para a reabilitação, o que poderia contribuir para uma melhora ainda maior dos movimentos dos pacientes amputados com a prótese.

Diante do exposto, percebe-se que há muito poucos trabalhos na literatura que investigam o torque dos músculos do quadril nos amputados transfemorais (RYSER *et al.*, 1988). Além disso, não há um trabalho que tenha feito uma avaliação que descreva as características importantes do comportamento mecânico muscular, ou seja, algum trabalho que tenha estudado a capacidade dos músculos do quadril desenvolverem tensão em função das diferentes velocidades e posições angulares em ambos os tipos de contrações, isométrica, concêntrica e excêntrica.

2 - OBJETIVOS

O objetivo geral deste trabalho é avaliar o comportamento mecânico dos músculos do quadril nos sujeitos amputados com amputação transfemoral.

Os objetivos específicos são:

- Verificar se a amputação transfemoral afeta o torque e o trabalho desenvolvido nos movimentos do quadril em ambos os lados no amputado transfemoral.
- Verificar se o lado não amputado apresenta alteração do torque quando comparado aos sujeitos não amputados.
- Analisar o pico de torque e o trabalho em diferentes velocidades angulares, bilateralmente nos amputados.
- Analisar a relação do torque e trabalho concêntrico e excêntrico, nos movimentos de flexão e extensão do quadril que ocorre entre os lados no grupo amputado e entre os grupos controle e amputado.

3 - HIPÓTESES

O amputado transfemoral apresenta alteração da força muscular. O intuito deste estudo é testar as seguintes hipóteses:

2.1 – Relação torque-ângulo

- A capacidade dos músculos do quadril de gerarem torque é afetada no lado amputado, independentemente do comprimento dos músculos.
- o amputado transfemoral tem alteração do torque gerado pelos músculos do quadril no lado não amputado.

2.2 – Relação torque-velocidade

- A capacidade dos músculos do quadril de gerarem torque em diferentes velocidades angulares no lado amputado é afetada pela amputação. Espera-se encontrar picos de torque e trabalho inferiores em relação ao lado não amputado e ao grupo controle, em todos os movimentos estudados
- o amputado transfemoral tem alteração do torque gerado pelos músculos do quadril no lado não amputado.

2.3 – Tipo de contração muscular

- todos os grupos musculares no lado amputado devem apresentar redução do torque e trabalho, independentemente do tipo de contração muscular realizada (concêntrica, excêntrica ou isométrica).

4 - JUSTIFICATIVA

Ao se encontrar a posição angular de maior déficit, poder-se-á sugerir que as avaliações isocinéticas e os tratamentos de fortalecimento durante a reabilitação sejam mais específicas.

Além disso, pode-se investigar se os déficits de força encontram-se em velocidades angulares baixas ou altas e num tipo de contração específica. Dessa forma, será possível indicar estas velocidades para a avaliação e tratamento na reabilitação.

5 - CASUÍSTICA E MÉTODO

5.1 – AMOSTRA

Este estudo foi aprovado em 10/09/03 pela Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa, sob o código CAPPesq 679/03 (Anexo 1). Todos os participantes assinaram um termo de consentimento livre (Anexo 2) e esclarecido após os esclarecimentos que se fizeram necessários .

Os amputados transfemorais que participaram deste estudo foram selecionados da Clínica de Fisioterapia da Universidade São Judas Tadeu (USJT) e de clínicas particulares, enquanto os não amputados foram encaminhados de outros setores da própria universidade. Ao todo, 23 sujeitos todos do sexo masculino, sedentários, foram divididos em dois grupos: controle e amputado. Os sujeitos foram submetidos à anamnese inicial e ao exame físico de acordo com a ficha de avaliação específica para determinar a inclusão no estudo, conforme demonstrado no Anexo 3 para o grupo controle e Anexo 4 para o grupo de amputados.

O grupo controle foi constituído de 13 sujeitos com média idade de $27,2 \pm 7,6$ anos, massa corporal de $69,7 \pm 9,9$ kg, estatura de $1,74 \pm 0,05$ m. O grupo de amputados foi constituído de 10 (dez) sujeitos amputados transfemorais, com $37,7 \pm 12,5$ anos de idade, massa corporal de $63,9 \pm 7,5$ kg e estatura média de $1,70 \pm 0,09$ m, como pode ser observado na Tabela 2. Foram avaliados um total de 24 amputados transfemorais, e em 14 deles estudo teve que ser interrompido, devido os amputados apresentarem pelo menos um dos fatores contidos nos critérios de exclusão, que foram os seguintes: não utilizar prótese (2), comprimento do coto

menor que 23cm (7), limitação da amplitude de flexão de quadril (1), hipertensão arterial sistêmica descompensada (2), cirurgia por fratura de fêmur contralateral (1) e dor no quadril no lado não amputado (1).

Foram incluídos neste estudo, sujeitos do sexo masculino, sedentários, com idade entre 20 e 60 anos e amplitude de movimento (ADM) de flexão, extensão, adução e abdução quadril sem restrições importantes no arco de movimento e que tivessem participado de uma avaliação ou tratamento através da dinamometria isocinética.

Tabela 2: Dados antropométricos dos grupos amputados e controle.

Grupo	Idade (anos)	Massa Corporal (kg)	Estatura (cm)
<i>Controle</i>			
1	30	61	179
2	23	82,2	169
3	39	56	170
4	27	75,7	168
5	34	74,5	177
6	20	83,2	166
7	21	70	182
8	20	68	185
9	30	76,6	176
10	22	82,2	175
11	21	70	170
12	24	53	182
13	45	66	168
Média	27,2±7,6*	69,7±9,9	174±5
<i>Amputado</i>			
1	60	68	181
2	34	70	179
3	20	50,1	168
4	33	66	156
5	58	56,1	159
6	40	68,1	178
7	34	57	167
8	29	62	175
9	39	74,6	18
10	30	59	163
	37,7±12,5*	63,9±7,5	170±9,2

* DP: desvio padrão da média.

Os sujeitos que não realizavam atividade esportiva regular por mais de uma vez por semana nos últimos seis meses foram considerados sedentários. No caso dos amputados transfemorais, todos utilizavam prótese e deambulavam por no mínimo 6h/dia. Os critérios de exclusão do estudo para ambos os grupos foram: limitações da ADM de quadril, dor no quadril ou na coxa, dor lombar significativa, doenças cardíco-pulmonares ou hipertensão arterial sistêmica descompensada, fraturas ou osteossínteses no quadril e, no caso dos amputados, apresentar o coto com comprimento inferior a 23cm. Neste último caso, as medidas inferiores a esta inviabilizavam a boa fixação do coto ao dinamômetro, no Anexo 3 pode-se observar a estabilização do coto ao braço móvel do dinamômetro.

A Tabela 3 apresenta os dados sobre o tempo médio entre a data da amputação até o momento da avaliação, bem como, os grupos de distúrbios relacionados com as causas que levaram às amputações. As amputações de origem traumática (70%) foram as mais comuns, seguida das vasculares (20%) e das infecciosas (10%).

Tabela 3: Dados sobre a idade, do tempo da amputação até o momento da avaliação e sobre a distribuição das causas que levaram as amputações.

<i>Amputados</i>	<i>Idade (anos)</i>	<i>Tempo de amputação (anos)</i>	<i>Causa da amputação (anos)</i>
1	60	6	vascular
2	34	10	trauma
3	20	10	trauma
4	33	12	trauma
5	58	9	vascular
6	40	20	trauma
7	34	16	trauma
8	29	13	trauma
9	39	14	trauma
10	30	10	infecção
média	37,7±12,53*	12±3,9	----

* DP: desvio padrão da média.

Após a conclusão da anamnese inicial, os sujeitos foram encaminhados ao laboratório para a condução do exame físico. Este exame constava da obtenção dos valores da estatura e massa corporal, normalizado de acordo com OSTERKAMP (1995) no caso dos amputados, numa balança antropométrica mecânica*, sem a utilização do calçado e da prótese, amplitude de movimento (ADM) ativa e passiva por um goniômetro manual convencional† para avaliar a ADM disponível no quadril e, ainda, palpação manual do membro inferior para identificação das estruturas ósseas de referência, como também, avaliar a condição muscular do coto.

No caso dos amputados, o comprimento do coto foi determinado por uma fita métrica, nos quais os pontos de referência foram o aspecto superior do trocânter maior e a parte mais distal do coto. Realizou-se uma pequena pressão manual na extremidade do coto com o intuito de comprimir levemente os tecidos moles e minimizar as interferências destes no comprimento total do coto de amputação. Além disso, a perimetria do coto, também, foi verificada com a utilização da fita métrica e, nesse caso, foram analisadas em três realizadas distalmente 10 cm ao trocânter maior. Todos estes procedimentos de avaliação no coto foram realizados com o paciente em decúbito dorsal e com a musculatura totalmente relaxada. As medidas do comprimento do coto dos sujeitos amputados, bem como a descrição de suas próteses, estão descritas no Anexo 6.

* Indústrias Filizola SA

† Carci – Indústria e comércio de aparelhos cirúrgicos e ortopédicos LTDA.

5.2 - CLASSIFICAÇÃO FUNCIONAL DOS AMPUTADOS TRANSFEMORAIS

Os amputados foram classificados funcionalmente conforme seu comportamento nas atividades de vida diária e sua capacidade de deambular.

Para a classificação em função das atividades de vida diária utilizou-se o questionário de oito pontos proposto por Boonstra *et al.*, (1996), numa escala que varia de 0 a 40 pontos que avalia a capacidade do amputado em deambular independentemente. Todos os amputados obtiveram pontuação superior a 30 pontos. O Anexo 5 apresenta o questionário com a respectiva escala para pontuação.

5.3 – DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA

Este estudo foi realizado no Laboratório de Biomecânica da Universidade São Judas Tadeu, onde se localiza o dinamômetro isocinético da marca *Biodex[®]* modelo *System-3 Pro*.

5.3.1 – PROTOCOLO DE TESTE ISOMÉTRICO

Após o posicionamento no dinamômetro, foi solicitado ao sujeito a realização de duas a três séries de aproximadamente cinco repetições dos movimentos com o quadril em toda a amplitude de movimento disponível, de acordo com Ho *et al.* (2005). Com isso, procurou-se melhorar a acomodação no assento do equipamento, melhorar a congruência entre o eixo mecânico do dinamômetro e o eixo articular do

quadril e orientar adequadamente os sujeitos quanto à forma de executar o exercício, independentemente do modo de contração envolvido (isométrico ou isocinético). Em seguida, os limites máximos de cada amplitude movimento a ser testada foram ajustados, sendo que a posição neutra da articulação do quadril foi adotada como a de referência para todos os movimentos.

A avaliação sob contrações isométricas envolveu quatro posições na articulação do quadril, em ambos os lados. Para a avaliação dos músculos flexores e extensores do quadril, adotou-se as posições angulares de 0°, 30°, 60° e 90° de flexão do quadril e 0°, 10°, 20° e 30° de abdução do quadril para os grupos musculares abdutores e adutores do quadril. Em cada posição, realizava-se uma série de 5 contrações para cada grupo muscular, mantidas durante um período de 3 segundos, de acordo com o protocolo utilizado por Ryser *et al.* (1988). O intervalo de tempo de repouso entre cada contração de um mesmo grupo muscular foi de 20 segundos e entre os grupos foi de 2 minutos. Ao final da coleta de todos os dados de um dos lados do membro inferior, o sujeito permanecia em repouso durante 3 a 5 minutos, aproximadamente, para então, serem iniciados os testes no membro inferior contralateral.

5.3.2 – PROTOCOLO DE TESTE ISOCINÉTICO

Os testes isocinéticos ocorreram para as contrações musculares do tipo concêntrica e excêntrica. O modo de operação concêntrico-concêntrico envolvia os grupos musculares abdutor-adutor e flexor-extensor do quadril. Além disso, foi analisada também, a relação concêntrica-excêntrica, somente para o grupo muscular flexor e extensor do quadril. A escolha de analisar a relação da contração muscular

[‡] Biodex Medical Systems, Inc. New York.

concêntrica-excêntrica apenas para os grupos flexor e extensor do quadril deveu-se ao fato destes grupos agirem nesses tipos de contração musculares durante um ciclo normal da marcha, como verificado pelos estudos de Jaeger *et al.* (1995^a).

As velocidades empregadas foram 30°/s, 90°/s e 150°/s para todo o protocolo isocinético, tanto para o modo concêntrico-concêntrico quanto para concêntrico-excêntrico. O número de repetições para cada movimento foi de 5 ciclos nas velocidades de 30°/s e 90°/s e na velocidade de 150°/s foram 10 ciclos. A escolha destas velocidades seguiu o protocolo descrito por RYSER *et al.* (1988), cujo grupo experimental envolveu os amputados transfemorais.

Contudo, devido ao fato de o modo de contração concêntrico-excêntrico apresentar maior grau de dificuldade para sua execução que o modo concêntrico-concêntrico, foram realizados alguns testes piloto com os amputados no modo de contração excêntrica e optamos por aumentar o número de ciclos na velocidade mais alta para permitir uma melhor adaptação, dos sujeitos, aos comandos que lhes eram solicitados, com o intuito de melhorar o controle muscular durante o movimento. O intervalo de repouso entre cada série de repetições foi de 120 s a fim de se tentar minimizar a ocorrência de fadiga muscular. Ao término da análise de um dos lados nas três velocidades e, também, após período de repouso de 3 a 5 minutos, dava-se início ao procedimento no lado contralateral.

Medidas da frequência cardíaca, através do uso do Monitor de Frequência Cardíaca FS2 *Polar*®, e da pressão arterial, pelo esfigmomanômetro de coluna de mercúrio e estetoscópio[§] foram executadas durante os testes somente para aqueles sujeitos que, no momento da anamnese, reportaram serem hipertensos ou para

[§] *Littmann*™ - 3M do Brasil – SP

aqueles que se queixaram de cansaço durante as repetições iniciais de adaptação e ajustes, realizadas anteriormente às coletas definitivas e que serviram para orientação dos movimentos a serem realizados. Especialmente para um dos amputados, que apresentava hipertensão arterial sistêmica controlada, monitorou-se a frequência cardíaca e a pressão arterial sistêmica simultaneamente durante as coletas.

Aos componentes de ambos os grupos, considerou-se dominante o membro inferior cujo sujeito controlasse uma bola quando essa fosse arremessada três vezes na sua direção (PETER, 1988). Especificamente no caso dos amputados, todos referiram o membro não amputado como o dominante em todas as atividades realizadas com a prótese.

5.3.3 - POSICIONAMENTO E ESTABILIZAÇÃO

Todos os sujeitos foram avaliados no dinamômetro *Biodex System 3* na posição deitada, em decúbito dorsal para os movimentos de flexão e extensão e lateral para os de abdução e adução.

O posicionamento do eixo rotatório do dinamômetro foi realizado de acordo com o procedimento adotado por MARKHEDE e GRIMBY (1980), no qual o ajuste do eixo à articulação teve o trocânter maior do fêmur como referência anatômica, localizado e marcado através da palpação manual. Para os movimentos de flexão e extensão do quadril, o eixo foi posicionado lateralmente à articulação e para os de adução e abdução, posteriormente. Em virtude do posicionamento adotado para a realização dos movimentos de abdução e adução ser em decúbito lateral com o dinamômetro disposto posteriormente ao sujeito, o procedimento para a identificação

do eixo articular, a fim de se determinar o posicionamento do eixo mecânico do dinamômetro foi modificado daquele utilizado por MARKHEDE & GRIMBY (1980). Após posicionar e estabilizar o sujeito em decúbito lateral, o trocânter maior foi localizado pela palpação manual. Como o eixo articular para os movimentos de adução e abdução encontra-se medialmente ao trocânter maior, o eixo mecânico do dinamômetro foi posicionado a 4 cm medialmente a esta estrutura óssea. Nos sujeitos não amputados, o apoio distal do braço mecânico do dinamômetro ficou posicionado anteriormente à coxa, 4 cm acima da patela, e, no caso dos sujeitos amputados, o mais distal possível.

O posicionamento e estabilização para os movimentos de abdução e adução estão apresentados na Figura 1 (amputado) e na Figura 2 para a flexão e extensão do quadril nos sujeitos não amputados.

Previamente ao início de quaisquer testes no dinamômetro isocinético (tanto para isométrico quanto isocinético) os sujeitos realizavam aquecimento na forma de caminhada em esteira eletrônica da marca *Johnson®* modelo *Jet 6000 Treadmill*, sem inclinação, na velocidade de 3 km/h durante 6 a 10 minutos, além da realização de três séries de 10 repetições na direção dos movimentos que seriam realizados quando já estivessem estabilizados no dinamômetro isocinético. A Figura 3 representa um esquema de todo o protocolo de avaliação isocinética.

Figura 1: Estabilização do coto ao braço móvel do dinamômetro para execução dos movimentos de abdução e adução no sujeito amputado. Dois cintos superiores se cruzam no tronco e um outro na cintura pélvica garantem a estabilização da rotação. Um último cinto estabiliza o membro inferior contralateral.

Figura 2: - Posicionamento de um sujeito do grupo controle para aquisição dos dados relacionados aos movimentos de flexão e extensão. Dois cintos cruzam-se no tronco, um pela cintura pélvica e o outro estabiliza o membro inferior contralateral.

Figura 3: Diagrama de representação do protocolo isocinético e isométrico de avaliação isocinética.

Posteriormente ao aquecimento, os sujeitos foram posicionados no dinamômetro isocinético de acordo com os procedimentos já descritos. Os tipos de contração muscular, os movimentos, a ordem das velocidades e escolha do membro inferior (direito e esquerdo) a começar o protocolo foram determinados aleatoriamente através de um sorteio.

Como o protocolo de teste envolveu muitas contrações musculares, dois tipos diferentes de movimentos (flexão, extensão, abdução e adução), diferentes ângulos (0° , 30° , 60° e 90° para flexão e extensão; 0° , 10° , 20° e 30° para abdução e adução), velocidades (30° , 90° e 150°), quatro grupos musculares e, ainda, realizadas bilateralmente, os testes ocorreram em dois dias dentro de uma semana com intervalo mínimo de 48h entre as coletas para garantir uma melhor recuperação muscular e evitar a ocorrência de fadiga muscular.

Durante toda execução dos testes, os sujeitos foram encorajados, verbalmente, a aplicarem força máxima contra o aparelho. As instruções para realização foram dadas da mesma maneira para todos eles e com o mesmo estímulo de incentivo em cada teste. Além disso, previamente ao início de cada coleta dos dados isocinéticos e isométricos, o fator de correção da ação da gravidade em relação à massa do membro inferior foi executado na posição neutra da articulação do quadril, mantendo-o o mais relaxado possível.

6 – VARIÁVEIS ESTUDADAS E ANÁLISE ESTATÍSTICA

As variáveis estudadas foram o pico de torque e trabalho, ambas normalizadas pela massa corporal.

Para análise estatística foi utilizado o teste de análise de variância (*ANOVA*) de três fatores para determinar as diferenças significativas entre os fatores testados, que foram: posição ou velocidade angular, tipo de movimento (flexão, extensão, adução e abdução) e lado (envolvido e não envolvido na amputação). Após a *ANOVA* para mostrar valores estatisticamente diferentes, aplicou-se o teste *Tukey HSD* feito *Post Hoc*, o que permitiu a identificação das diferenças. O nível de significância estabelecido foi de 5% ($p < 0,05$). O *software STATISTICA*[®] foi utilizado para executar a análise estatística, enquanto que os gráficos foram elaborados pelo programa de análise de dados e gráficos *ORIGIN*[®] 6.0 *professional*.

7- RESULTADOS

Os resultados do presente estudo estão separados de acordo com a ação muscular (isométrica, concêntrica e excêntrica), pelo tipo de movimento (flexão e extensão e, abdução e adução). O estudo dos movimentos de flexão e extensão está ordenado pela análise durante as ações concêntrica e excêntrica, a partir da variável pico de torque e pelo trabalho, ambos normalizados pela massa corporal. Para os movimentos de adução e abdução, analisaram-se a ação concêntrica dos grupos musculares antagonistas destes movimentos.

7.1 – AÇÃO DOS MÚSCULOS EM ISOMETRIA

7.1.1 – FLEXÃO E EXTENSÃO

7.1.1.1 – Pico de torque

A aplicação da ANOVA mostrou efeito na interação dos fatores analisados (lado movimento e ângulo) ($F_{(6,328)} = 528$; $p < 0,001$). A ANOVA mostrou efeito do ângulo ($F_{(3,328)} = 18,4$, $p < 0,001$), do lado ($F_{(3,328)} = 94,1$, $p < 0,001$) e do movimento ($F_{(3,328)} = 280,1$, $p < 0,001$). O teste *post hoc* Tukey HSD mostrou que o pico de torque foi menor no ângulo de 0° ($p < 0,0001$), menor no lado envolvido ($p < 0,0001$), e para o movimento de flexão ($p < 0,0001$). O valor do pico de torque flexor do quadril no lado envolvido na amputação foi estatisticamente diferente do valor do grupo controle apenas na posição 0° ($p = 0,028$), como está apresentado na Figura 4.

Figura 4: Pico de torque normalizado pela massa corporal para os movimentos de flexão e extensão do quadril em contrações isométricas nas posições angulares de 0°, 30°, 60° e 90° de flexão do quadril. * $p=0,028$ entre o lado envolvido e controle na posição de 0°. # $p<0,001$ para os valores do grupo controle e lado não envolvido na posição 0° comparados aos das demais posições angulares nas contrações do grupo extensor do quadril. § pico de torque no lado envolvido menor que grupo controle e lado não envolvido ($p<0,001$). Note que não houve diferença significativa dos valores de pico de torque entre as diferentes posições angulares do lado envolvido no grupo extensor do quadril.

Não houve diferenças significativas entre os lados no grupo amputado em todas as posições analisadas. Embora os valores de pico de torque no lado envolvido na amputação tenham sido menores que os do lado contralateral e do grupo controle, as diferenças não foram estatisticamente significativas.

Os valores do pico de torque do lado não envolvido na amputação e do grupo controle na posição 0° foram menores e estatisticamente diferentes dos valores desses grupos nas demais posições ($p<0,001$), porém, não houve diferença entre o grupo controle e lado não envolvido em todas as posições angulares. Nas posições 30° e 90°

de flexão do quadril, os valores do pico de torque extensor do lado não envolvido e do grupo controle foram significativamente maiores ($p<0,001$) que os do lado envolvido na amputação. Não houve diferenças significativas dos valores do pico de torque extensor no lado envolvido em todas as posições analisadas.

7.1.2 – ABDUÇÃO E ADUÇÃO

7.1.2.1 – Pico de torque

A Figura 5, mostra que os valores do pico de torque abdutor (normalizado pela massa corporal) no lado envolvido foram menores no lado amputado em todas as posições angulares.

Figura 5: Pico de torque normalizado pela massa corporal para os movimentos de abdução e adução em contrações isométricas nas posições angulares de 0°, 10°, 20° e 30° de abdução do quadril. * $p<0,005$ para diferenças nos valores de pico de torque abdutor entre o lado envolvido e controle na posição neutra do quadril (0°) e § $p<0,002$ para diferenças na posição de 10° de abdução. # para diferenças nos valores de pico de torque adutor entre os grupos controle e amputado, tanto para o lado envolvido ($p=0,002$) quanto para o não envolvido ($p=0,014$) na amputação.

Para os valores de pico de torque a ANOVA mostrou que houve diferenças entre ambos os lados do grupo amputado e o grupo controle ($F_{(2,328)}=65,34$; $p<0,0001$). Além disso, a interação dos fatores ângulo e movimento ($F_{(3,328)}=22,38$; $p<0,0001$), bem como, dos fatores lado e movimento ($F_{(2,328)}=10,40$; $p<0,0001$), também, mostrou diferenças estatisticamente significativas. O teste *Tukey*, feito *post hoc*, apontou as diferenças quando os valores do pico de torque abdutor do lado envolvido foram comparados aos do grupo controle nas posições 0° ($p<0,005$) e 10° ($p<0,0002$). Não houve diferenças significativas entre os grupos e entre os lados no grupo amputado nas posições de 20° e 30° graus de abdução do quadril.

Para o pico de torque isométrico adutor nos músculos do quadril, o teste *Tukey* mostrou que o grupo amputado apresentou valores menores, e estatisticamente significativos, que os do grupo controle, tanto para o lado envolvido ($p=0,002$) na amputação quanto para o não envolvido ($p=0,014$). O lado não envolvido obteve valores de picos de torque adutor maiores que os do não envolvido nas posições 20° e 30° de abdução, porém, essa diferença não foi significativa.

7.2 – AÇÕES MUSCULARES NOS MOVIMENTOS ISOCINÉTICOS

As análises das contrações musculares em velocidades constantes se iniciam pelas contrações do tipo concêntrica e, em seguida pelas excêntricas. Os resultados estão apresentados primeiro para os movimentos de flexão e extensão e, posteriormente, para os movimentos de abdução e adução.

7.2.1 – FLEXÃO E EXTENSÃO – CONTRAÇÕES CONCÊNTRICAS

7.2.1.1. – Pico de torque

A aplicação da ANOVA mostrou que houve diferenças significativas nos valores de pico de torque normalizado pela massa corporal em relação à velocidade ($F_{(2,258)}=8,44$; $p<0,0003$), movimento ($F_{(1,258)}=133,49$; $p<0,0001$) e na interação dos fatores lado e movimento ($F_{(2,258)}=77,50$; $p<0,0001$).

Para o movimento de flexão do quadril, não houve diferenças estatisticamente significativa entre os lados no grupo amputado e entre o lado não envolvido e o grupo controle. Apenas o lado envolvido na amputação apresentou redução significativa do pico de torque em relação ao grupo controle nas três velocidades angulares analisadas, 30°/s ($p=0,031$), 90°/s ($p=0,05$) e 150°/s ($p=0,012$), como pode ser observado na Figura 6.

Em relação ao pico de torque extensor do quadril, o grupo amputado e, em ambos os lados, obteve valores maiores que os do grupo controle em todas as velocidades analisadas. Com exceção dos valores do pico de torque extensor entre o lado não envolvido e o grupo controle na velocidade de 150°/s ($p=0,197$), todos os outros valores foram maiores e estatisticamente significativos ($p<0,05$) quando comparados o lado envolvido na amputação e o grupo controle. Não houve diferenças significativas entre os lados no grupo amputado.

Figura 6: Pico de torque flexor e extensor no quadril, ambos normalizados pela massa corporal, nas velocidades angulares de 30°/s, 90°/s e 150°/s. O lado envolvido na amputação obteve valores de pico de torque flexor do quadril menores quando comparados aos do grupo controle e do lado não envolvido. Em contrapartida, os valores do pico de torque extensor foram maiores no grupo amputado em ambos os lados quando comparados ao grupo controle. Diferenças significativas ocorreram apenas entre o lado envolvido e grupo controle nas três velocidades analisadas ($p < 0,05$), tanto para o movimento de extensão quanto para o de flexão do quadril.

7.2.1.2 – Trabalho

Os valores obtidos das análises da variável trabalho normalizado pela massa corporal nas contrações concêntricas do grupo muscular flexor e extensor do quadril estão apresentados na Figura 7.

Para os valores de trabalho nos movimentos de flexão e extensão do quadril nas contrações concêntricas, a ANOVA mostrou que houve diferença significativa para os fatores lado ($F_{(2,258)}=4,70$; $p < 0,0099$) e movimento ($F_{(1,258)}=62,99$; $p < 0,0001$).

*

Figura 7: Valores da variável trabalho normalizados pela massa corporal, em velocidades angulares de 30°/s, 90°/s e 150°/s nas contrações concêntricas e excêntricas dos músculos flexores do quadril. * o valor da variável trabalho do grupo extensor no lado envolvido foi maior que o do grupo flexor do lado envolvido na velocidade de 150°/s ($p=0,005$).

Embora os valores da variável trabalho para os músculos extensores do quadril tenham sido maiores que os flexores, tanto no grupo controle quanto no amputado, não houve diferenças significativas quando se analisaram as velocidades 30°/s e 90°/s ($p>0,05$). O valor da variável trabalho no lado envolvido foi maior no grupo extensor do quadril na velocidade de 150°/s ($p=0,005$) quando comparado ao valor do grupo flexor do quadril nesta mesma velocidade angular. Não houve diferenças significativas entre os lados envolvido e não envolvido nos dois movimentos analisados.

7.2.2 - FLEXÃO E EXTENSÃO – AÇÕES CONCÊNTRICAS E EXCÊNTRICAS

7.2.2.1 – Pico de torque

A análise das contrações concêntricas e excêntricas dos músculos flexores do quadril está representada na Figura 8, onde os valores negativos das velocidades angulares representam as contrações excêntricas, e os positivos, as concêntricas. A ANOVA mostrou diferenças significativas nos três fatores analisados: velocidade ($F_{(2,258)}=5,48$; $p<0,0047$), lado ($F_{(2,258)}=35,61$; $p<0,0001$) e movimento ($F_{(1,258)}=23,05$; $p<0,001$). O teste Tukey HSD mostrou que o pico de torque na velocidade de 150°/s foi maior que na velocidade 30°/s, que o pico de torque no lado envolvido foi menor e que o pico de torque foi maior na contração excêntrica. Após a realização do teste *Tukey*. Tanto o grupo controle ($p<0,001$) quanto o lado não envolvido ($p<0,001$) desenvolveram picos de torque excêntricos maiores que os concêntricos.

No lado envolvido, verificou-se que os valores de pico de torque flexor nas contrações excêntricas foram maiores que nas concêntricas, porém, essas diferenças nestes valores não foram estatisticamente significativas nas velocidades angulares analisadas: 30°/s ($p=0,999$), 90°/s ($p=0,954$) e 150°/s ($p=0,993$). Além disso, nas contrações excêntricas os valores do pico de torque do grupo controle ($p=0,017$) e do lado não envolvido ($p=0,010$) na velocidade de 150°/s foram maiores e estatisticamente diferentes dos valores de pico de torque na velocidade de 30°/s.

Quando comparados esses mesmos parâmetros e valores no lado envolvido, verificou-se que o pico de torque excêntrico em 150°/s foi maior do que em 30°/s, porém a diferença não foi estatisticamente significativa ($p>0,05$).

A Figura 9 representa os valores do pico de torque extensor do quadril. Os valores negativos referem-se às velocidades angulares para as contrações excêntricas e os positivos para as concêntricas. A ANOVA mostrou diferenças significativas nos fatores velocidade ($F_{(2,258)}=24,86$; $p<0,0001$) e lado $F_{(2,258)}=96,79$; $p<0,0001$).

Figura 8: – Relação concêntrica e excêntrica do pico de torque flexor do quadril normalizado pela massa corporal. Os valores negativos referem-se às contrações excêntricas e os positivos às concêntricas. *valores dos picos de torque excêntrico maiores que os concêntricos, tanto para o grupo controle quanto para o lado não envolvido na velocidade de 150°/s ($p<0,001$). #valores de picos de torque excêntrico no grupo controle ($p=0,017$) e lado não envolvido ($p=0,010$) maiores na velocidade de 150°/s quando comparados aos valores em 30°/s.

Os valores de pico de torque extensor foram maiores no grupo amputado (bilateralmente) quando comparados aos do grupo controle, tanto nas contrações concêntricas quanto nas excêntricas. Nas contrações excêntricas, embora os valores

do pico de torque extensor do quadril tenham sido maiores no lado envolvido quando comparados aos do grupo controle, o teste *Tukey* apontou diferenças estatisticamente significativas apenas na velocidade de 30°/s ($p=0,014$).

Diferentemente do que ocorreu com o lado envolvido, o lado não envolvido foi maior e significativamente diferente do grupo controle em 30°/s ($p=0,0002$) e em 150°/s ($p=0,002$). Não houve diferenças significativas entre os lados no grupo amputado, tampouco entre as contrações excêntricas e concêntricas em todas as velocidades angulares estudadas ($p>0,05$).

Figura 9: Pico de torque extensor do quadril normalizado pela massa corporal nas contrações concêntricas e excêntricas. Os valores negativos referem-se às contrações excêntricas e os positivos às concêntricas. *diferença significativa entre lado envolvido e grupo controle em 30°/s ($p=0,014$). # diferenças entre o lado não envolvido e grupo controle na velocidade de 30°/s ($p=0,0002$) e em 150°/s ($p=0,002$).

7.2.2.2 – Trabalho

A Figura 10 apresenta a análise das contrações concêntricas e excêntricas dos músculos flexores do quadril. A ANOVA mostrou diferenças significativas da

variável trabalho nos fatores lado ($F_{(2,258)}=74,90$; $p<0,0001$) e movimento ($F_{(1,258)}=57,1.5$; $p<0,0001$). As contrações excêntricas dos músculos flexores do quadril geraram maior trabalho que as concêntricas e os valores aumentaram com o incremento da velocidade.

Figura 10: Trabalho muscular do grupo flexor do quadril normalizado pela massa corporal nas contrações concêntricas e excêntricas. Os valores negativos referem-se às contrações excêntricas e os positivos às concêntricas. *diferenças significativas entre os valores no lado envolvido ($p=0,022$) do grupo amputado, na velocidade de $150^\circ/\text{s}$: a contração excêntrica nessa velocidade gerou maior trabalho que a concêntrica. # trabalho muscular no grupo controle foi maior em $90^\circ/\text{s}$ ($p=0,001$) e $150^\circ/\text{s}$ ($p=0,001$) quando comparados aos dos $30^\circ/\text{s}$.

Analisando-se os valores no grupo amputado, o teste *Tukey* revelou que o lado envolvido gerou maior trabalho na contração excêntrica que na concêntrica ($p=0,022$).

Em contrapartida, os valores para o lado não envolvido não diferiram significativamente, independentemente das velocidades analisadas ($p>0,05$). Quando se analisou o grupo controle, verificou-se que os valores das contrações excêntricas foram maiores que os das concêntricas nas velocidades de 90°/s ($p=0,001$) e 150°/s ($p<0,001$). Entre os grupos amputado e controle, observou-se que o grupo controle realizou maior e, estatisticamente significativo, trabalho que o grupo amputado na velocidade de 150°/s, significativamente, tanto em relação ao lado envolvido ($p=0,014$) quanto para o não envolvido ($p=0,006$).

A Figura 11 representa os valores do trabalho muscular desenvolvidos pelo grupo muscular extensor do quadril durante as contrações concêntricas e excêntricas. A ANOVA mostra que houve diferença no trabalho muscular no fator velocidade ($F^{(2,258)}=12,01$; $p<0,0001$).

Figura 11: Trabalho muscular do grupo extensor do quadril normalizado pela massa corporal nas contrações concêntricas e excêntricas. Os valores negativos referem-se às contrações excêntricas e os positivos às concêntricas. *diferença significativa nos valores do trabalho muscular do grupo controle, nas velocidades de 150°/s e 30°/s durante as contrações excêntricas ($p=0,0008$).

Os valores do trabalho muscular do grupo controle, obtidos nas contrações excêntricas e na velocidade de 150°/s, foram maiores e significativamente diferentes dos valores encontrados na velocidade de 30°/s ($p=0,0008$), como apresentado na Figura 11. Os valores do trabalho no grupo amputado (bilateralmente) nas contrações excêntricas foram maiores na velocidade de 150°/s que na de 30°/s, porém, não foram estatisticamente significativas ($p>0,05$).

O grupo amputado desenvolveu maior trabalho que o grupo controle durante as contrações excêntricas na velocidade de 30°/s comparado ao grupo controle, tanto no lado envolvido quanto no não envolvido, porém a diferença nos valores não foi estatisticamente significativa ($p>0,05$).

7.2.3 – ABDUÇÃO E ADUÇÃO – AÇÕES MUSCULARES NAS CONTRAÇÕES CONCÊNTRICAS

7.2.3.1 – Pico de torque

Para os valores de pico de torque abdutor e adutor nas contrações concêntricas nos movimentos isocinéticos de abdução e adução, a ANOVA mostrou que houve diferença significativa apenas no fator lado ($F_{(2,258)}=59,40$; $p<0,001$), ou seja, entre os lados no grupo amputado e entre os lados no grupo amputado e controle.

O lado envolvido obteve valores de pico de torque abdutor menores que os do lado não envolvido e do grupo controle em todas as velocidades analisadas. Todavia, diferenças estatisticamente significativas foram encontradas somente na velocidade de 90°/s ($p=0,020$).

Quando os valores do pico de torque abdutor no lado envolvido foram comparados ao do lado não envolvido, pôde-se verificar que o lado envolvido apresenta valores menores que os do lado não envolvido em todas as velocidades analisadas, como estão apresentados na Figura 12.

Figura 12: Pico de torque abdutor e adutor no quadril, ambos normalizados pela massa corporal, nas velocidades angulares de 30°/s, 90°/s e 150°/s. * diferenças estatisticamente significativas ($p=0,020$) que mostram o menor pico de torque do grupo abdutor com relação ao lado não envolvido. Os valores do pico de torque adutor foram menores e estatisticamente diferentes somente entre o lado envolvido na amputação e grupo controle, em todas as velocidades angulares analisadas: 30°/s ($p=0,036$), 90°/s ($p=0,011$) e 150°/s ($p=0,004$).

Entretanto, o teste *Tukey*, feito *post hoc*, não apontou diferenças estatisticamente significativas no torque abdutor entre o lado envolvido e não envolvido na velocidade de 30°/s ($p=0,766$), 90°/s ($p=0,466$) e 150°/s ($p=0,902$).

Os valores do pico de torque adutor do quadril foram menores que os do lado não envolvido e do grupo controle em cada velocidade angular analisada, como pode ser observado na Figura 12. Entretanto, diferenças significativas foram verificadas somente entre o lado envolvido e grupo controle, em 30°/s ($p=0,036$), 90°/s ($p=0,011$) e 150°/s ($p=0,004$).

7.2.3.2 – Trabalho

A Figura 13 apresenta os dados da variável trabalho dos músculos abdutores e adutores do quadril durante as contrações concêntricas nos movimentos isocinéticos de abdução e adução. Para os valores de trabalho, a ANOVA mostrou que houve diferença significativa apenas no fator lado ($F_{(2,258)}=59,40$; $p<0,001$).

Figura 13: Valores de trabalho muscular dos músculos adutores e abdutores nas velocidades angulares de 30°/s, 90°/s e 150°/s. * diferenças significativas entre o lado envolvido e grupo controle em 30°/s ($p=0,03$), 90°/s ($p=0,01$) e 150°/s ($p=0,007$). # diferenças significativas entre o lado envolvido e controle ($p=0,020$).

Ambos os lados no grupo amputado tiveram valores de trabalho dos músculos abdutores menores que os do grupo controle, porém não houve diferenças estatisticamente significativas entre os grupos nas velocidades de 30°/s e 150°/s ($p>0,05$). Quando se comparou os valores de trabalho entre o lado envolvido e grupo controle na velocidade de 90°/s, verificou-se que o lado envolvido obteve valor menor e estatisticamente diferente do grupo controle ($p=0,020$). Não houve diferenças significativas entre os lados no grupo amputado em todas as velocidades analisadas.

Quando se comparou com o grupo controle, os músculos adutores do quadril do lado envolvido na amputação obtiveram valores de trabalho menores, e estatisticamente significativos, em todas as velocidades analisadas: 30°/s ($p=0,03$), 90°/s ($p=0,01$) e 150°/s ($p=0,007$). Não houve diferenças significativas entre os lados no grupo amputado.

8 – DISCUSSÃO

Atividades do dia-a-dia como sentar e levantar de uma cadeira, subir e descer escadas ou apenas caminhar requerem força e trabalho de diferentes grupos musculares (GAUCHARD *et al.*, 2003), especialmente no caso dos amputados transfemorais, em que os músculos remanescentes da amputação têm a finalidade de controlar adequadamente a prótese durante o ciclo da marcha (SOLOMONIDIS *et al.*, 1991).

O intuito deste estudo foi analisar as alterações no comportamento mecânico dos músculos do quadril em amputados transfemorais através das variáveis pico de torque e trabalho. A possibilidade de investigar o desempenho muscular desta população, a partir destas variáveis, pode revelar o quanto os músculos do quadril são capazes de gerar tensão muscular e, além disso, verificar as alterações na eficiência mecânica para o movimento.

Porque a dominância pode influenciar nos valores de torque e trabalho, foi feita análise entre os lados dominante e não dominante do grupo controle, e não foram encontradas diferenças entre eles, em todos os movimentos analisados, o que está de acordo com os achados de STEINER *et al.*, (1993) e Rasch *et al.*, (2005). Por conta disso é que, para o grupo controle, ambos os lados foram considerados. Para o grupo de amputados, por outro lado, todos os sujeitos apresentavam o lado não envolvido na amputação como o dominante. Assim, ambos os lados, envolvido e não envolvido na amputação, foram analisados separadamente.

As diferenças fisiológicas influenciam diretamente na capacidade de gerar força (torque), como foi verificado por PERRINE (1990) e DVIR (1995) numa população saudável. Portanto, a seleção da amostra para este estudo, que foi composta por indivíduos somente do sexo masculino, minimizaria as variações dos valores de pico de torque e trabalho, tendo em vista que os homens geram maior pico de torque no quadril que as mulheres.

Outro fator que pode alterar a capacidade de geração de força muscular é a idade. Com o envelhecimento, há diminuição na potência muscular, que pode chegar a 50% nos indivíduos com 70 anos ou mais (THOM *et al.*, 2005). Segundo STÅLBERG *et al.*, (1989), os fatores como diminuição da área da fibra muscular, redução na contratilidade da fibra muscular, alterações metabólicas e nas unidades motoras são capazes de diminuir o torque. O trabalho de ANIANSSON *et al.* (1980) reportou semelhança da força muscular desenvolvida em sujeitos com idade entre 70 e 55 anos. Neste estudo, não foi feita uma análise de correlação entre o torque e a idade devido ao fato de se ter uma pequena amostra nesse grupo.

Outro fator que poderia aumentar o erro padrão da amostra é a assimetria no perímetro da coxa, que está frequentemente relacionada à da força muscular. No entanto, a associação entre perímetro e torque é questionada, pois ela pode não indicar especificamente alterações no torque muscular (ALISON *et al.*, 1993). No presente estudo, apesar de termos verificado o perímetro da coxa nos grupos controle e experimental, não o correlacionamos com o torque gerado no quadril.

Fatores como o procedimento operatório realizado na amputação e a utilização de diferentes tipos de prótese podem influenciar na força dos músculos do quadril nos amputados transfemorais. A preservação do comprimento e a

manutenção do fêmur em uma posição central em relação aos tecidos moles são metas num procedimento operatório (LUCCIA, 2003). Na maioria dos casos, os músculos são ancorados inadequadamente (GOTTSCALK, 1999). A mioplastia é um procedimento cirúrgico no qual é feita a sutura das fâscias nos músculos antagonistas. A miodese consiste na ancoragem dos músculos remanescentes à parte mais distal do osso cortado, permitindo a manutenção da força muscular (GOTTSCALK, 1992; GOTTSCALK, 1999) e do controle muscular para os movimentos da prótese (PEDRINELLI, 1998). JAEGER *et al.* 1995^b reportam a importância de um procedimento operatório adequado ao nível transfemoral pela possibilidade dele influir no comportamento muscular durante a marcha dos amputados. Um exemplo é o que ocorre com o músculo glúteo máximo, que tem suas inserções distais no trato iliotibial e, se for mal inserido, o desenvolvimento da atrofia muscular pode ser favorecido. A fixação cirúrgica inadequada é um importante fatores que leva a diminuição da força gerada pelo músculo (THIELE *et al.* 1973). No presente estudo, a avaliação do coto dos amputados foi realizada clinicamente pelo próprio pesquisador. É importante haver padronização dos procedimentos de avaliação do amputado, no entanto, há situações onde as descrições da avaliação (palpação e inspeção) são determinadas pela prática (POHJOLAINEN, 1991).

Para os amputados que utilizam próteses, outro fator que influencia diretamente os torques gerados no quadril no lado envolvido, relaciona-se com a distribuição de pressão na interface coto-encaixe. Os amputados devem tentar manter equilibradas as pressões internas no encaixe, bem como, os torques gerados pelos músculos do quadril quando os segmentos corporais (principalmente o lado

envolvido) se encontrarem em diferentes posições de alinhamento durante a deambulação com a prótese, como por exemplo, a flexão do quadril ou a flexão do tronco. Além disso, há ainda a alteração do torque no quadril em virtude do tipo de encaixe utilizado na prótese. Em um estudo biomecânico desenvolvido na Escócia, os autores investigaram as forças que atuavam no apoio isquiático de encaixes quadriláteros durante a marcha e reportaram que aproximadamente 50-60% das cargas longitudinais externas cruzavam o quadril. De acordo com seus achados, eles verificaram que este efeito poderia reduzir de 25 a 50% o torque gerado no quadril (SOLOMONIDIS *et al.*, 1991). No presente estudo, todos os sujeitos utilizavam encaixes do tipo quadrilátero.

Embora a posição de referência, indicada pelo fabricante para a avaliação do quadril no dinamômetro isocinético, seja em pé e considerando os achados reportados por SOLOMONIDIS *et al.* (1991), no caso do presente estudo preferiu-se realizar o teste na posição deitada porque, dessa forma, excluir-se-ia os problemas de ajuste do encaixe, tanto ao coto quanto ao braço móvel do dinamômetro. A posição supina para a realização de todos os testes de força para os músculos do quadril já foi utilizada por outros autores para a avaliação do quadril (MURRAY, 1968 e MARKHEDE e GRIMBY, 1980).

8.1 – Relação torque-ângulo

Os resultados encontrados na relação torque-ângulo sobre o pico de torque isométrico para os grupos musculares extensores e flexores do quadril mostram que o lado envolvido na amputação gerou menor torque, tanto em relação ao lado não

envolvido na amputação quanto ao grupo controle (Figura 4). Os déficits apresentados no grupo extensor do quadril foram mais importantes que os do grupo flexor porque houve perda da capacidade de gerar torque em todas as posições angulares, nas quais o grupo muscular extensor teria maior grau de alongamento em função da flexão do quadril. No grupo flexor do quadril houve déficit no desenvolvimento do torque somente na posição de maior alongamento muscular, a que correspondia com a posição neutra do quadril. Por esses achados, verificamos que o grupo muscular flexor do quadril no lado amputado apresentou menor alteração na curva torque-ângulo quando comparado ao grupo extensor.

O torque gerado em um determinado ângulo articular, o que está correlacionado com um comprimento muscular específico, pode não refletir precisamente o torque mensurado em outras posições (KNAPIK *et al.*, 1983). Ou seja, deve-se avaliar o torque isométrico em diferentes ângulos articulares. Considerando o princípio da especificidade para o fortalecimento muscular isométrico (KNAPIK *et al.*, 1983) e de acordo com os achados do presente estudo, pode-se indicar que o fortalecimento com exercícios isométricos para o grupo extensor do quadril no lado envolvido na amputação, seja feito em diferentes posições angulares, principalmente em posições de maior grau de flexão do quadril, pois foram nelas em que ocorreram os menores picos de torque em relação ao lado não envolvido e ao grupo controle. Quanto ao grupo flexor, a posição neutra do quadril (menor amplitude testada neste estudo, que não é a posição mais alongada dos músculos) seria a mais indicada para o fortalecimento porque nas demais posições não houve diferenças significativas, tanto entre os lados no grupo amputado quanto entre o grupo amputado e controle.

Quando se analisou o grupo muscular abdutor e adutor, verificou-se que o grupo adutor obteve menor pico de torque em ambos os lados no grupo amputado quando comparado ao grupo controle, porém não houve diferença em relação aos valores de pico de torque entre os lados no grupo amputado (Figura 5). Este achado não era esperado, pois se esperava encontrar grandes diferenças entre os lados para a musculatura adutora do quadril, como foi verificado por GOTTSCHALK (1999) em que ele atribui diferenças de até 70% de redução do torque adutor no quadril do lado envolvido na amputação comparado ao não envolvido. Esses achados podem sugerir que o lado não envolvido na amputação também sofre déficit muscular adutor.

O grupo abdutor do quadril no lado envolvido apresentou redução do torque, comparado ao grupo controle, nas posições neutra e de 10° de abdução, ou seja, enquanto o músculo se encontrava numa posição de maior alongamento. Considerando que os amputados transfemorais têm alterações cinemáticas no lado envolvido na amputação importantes durante a marcha (NOLAN e LEES, 2000; SOLOMONIDIS *et al.*, 1991) e em atividades esportivas, como as corridas (BUCKLEY, 1999), que necessitam manter o controle da posição da coxa na posição neutra de abdução e adução quando realiza apoio com a prótese (como quando na posição ortostática ou em deambulação), e que a posição neutra do quadril é a posição de maior déficit muscular (como encontrado no presente estudo), o fortalecimento isométrico deveria ser feito na posição neutra do quadril, visando aumentar o controle da prótese.

8.2 - Relação torque-velocidade. Contrações concêntricas

Além do estudo do comportamento dos músculos do quadril através da análise da curva torque-ângulo, avaliamos o desempenho desses músculos em condições de velocidade angular controlada, o que caracteriza a curva torque-velocidade, através das variáveis pico de torque e trabalho (normalizados pela massa corporal). Dessa forma, pretendíamos investigar se, além da alteração do valor do pico de torque, o trabalho mecânico realizado pelos músculos do quadril nos amputados estava alterado. O trabalho é definido como uma força aplicada contra uma resistência e multiplicada pelo deslocamento. Graficamente, pode ser representado pela área sob a curva de posição angular do torque (ÖZKAYA e NORDIN, 1999). Assim, a observação do valor do pico de torque isoladamente não é suficiente para avaliar o desempenho muscular em um determinado movimento porque ele representa apenas o valor máximo de torque em um local específico da curva torque-velocidade. Em função das necessidades de estabilização e de força em diferentes movimentos, no caso dos amputados, seria interessante investigar se, além do valor do pico de torque, haveria alteração na capacidade de realizar trabalho.

Os achados do presente estudo sobre os valores de pico de torque dos músculos flexores em velocidade constante (ou no movimento isocinético) nas contrações concêntricas mostraram que o lado envolvido na amputação obteve valores menores de pico de torque flexor quando comparados ao grupo controle (Figura 6). Em contrapartida, o pico de torque extensor no grupo amputado, tanto o lado envolvido quanto o lado não envolvido, foi maior que do grupo controle em todas as velocidades angulares estudadas (Figura 6).

Talvez, o resultado mais curioso do presente estudo tenha sido esse fato de se encontrar maior torque extensor no grupo de amputados, tanto no lado envolvido quanto o lado não envolvido, do que no grupo controle. E essa diferença foi mais evidente ao se analisar o pico de torque, o que não ocorreu ao se analisar o trabalho (Figura 7), sugerindo que a análise pelo pico de torque pode não ser capaz de revelar as alterações do torque muscular dos amputados. Estes achados sobre os valores de pico de torque extensor podem sugerir que os músculos do quadril desta população podem apresentar mecanismos de adaptação com a utilização da prótese. Tendo em vista a perda do segmento, este grupo muscular precisaria desenvolver torque suficiente para garantir tanto a estabilização quanto o movimento. Pode haver portanto, um fator de treinamento dessa musculatura. Talvez, esses achados tenham que ser comparados com aqueles obtidos dos amputados transfemorais numa análise em um período próximo da data da amputação. Como foi visto por ISAKOV (1996^b) em que ele verificou as diferenças na estabilidade postural e na força em amputados transtibiais.

Os resultados acerca dos valores de pico de torque abdutor, nas contrações concêntricas, mostraram que houve alteração significativa nos valores do pico de torque no lado envolvido na amputação comparado ao grupo controle, em todas as velocidades analisadas (Figura 12). Entre os lados no grupo amputado, encontramos diferenças significativas apenas na velocidade de 90°/s, com menor torque no lado envolvido. RYSER *et al.* (1988) encontraram o lado envolvido com 60% e 47% dos valores de pico de torque abdutor nas contrações concêntricas nos movimentos isocinéticos de abdução do quadril, nas velocidades de 30°/s e 90°/s, respectivamente. No presente estudo, considerando os valores percentuais para efeito de comparação,

em virtude do trabalho de RYSER *et al.* (1988) terem analisado o pico de torque expresso em “Nm”, na velocidade de 30°/s o lado envolvido obteve 54% do pico de torque (normalizado pela massa corporal) em relação ao grupo controle e, aproximadamente 42%, na velocidade de 90°/s. Portanto, os achados do presente estudo corroboram com os de RYSER *et al.* (1988) para o grupo abdutor nas contrações concêntricas em velocidades constantes. Entretanto, James (1973) mostrou que pico de torque abdutor no lado envolvido na amputação foi 54% do encontrado no lado não envolvido, diferentemente dos achados do presente estudo, em que encontramos pico de torque no lado envolvido 73% do lado não envolvido.

O grupo adutor do quadril apresentou valores de pico de torque no lado envolvido menores que os do grupo controle, em todas as velocidades analisadas. Considerando que o lado envolvido na amputação tenha apresentado redução do pico de torque adutor, as maiores diminuições do valor da variável trabalho foram encontradas para a musculatura adutora do lado não envolvido, em todas as velocidades estudadas (Figura 13).

8.3 – Relação torque-velocidade. Contrações excêntricas.

Comparando os valores do pico torque flexor do quadril nas contrações concêntricas e excêntricas, pode-se verificar que as contrações excêntricas são aquelas em que os amputados transfemorais apresentaram as maiores alterações. Quando analisamos a contração excêntrica dos músculos flexores do quadril, verificamos que o comportamento da curva torque-velocidade no lado envolvido no grupo amputado foi bem diferente ao lado contralateral e ao grupo controle. O lado

envolvido na amputação apresentou maiores déficits quanto maior era velocidade excêntrica (Figura 10).

Interessantemente, quando observamos os valores do trabalho, verificamos que ambos os lados no grupo amputado apresentaram reduções significativas dos valores de trabalho excêntrico quando comparados aos do grupo controle (Figura 14).

Quando analisamos a variável trabalho nas contrações concêntricas e excêntricas do grupo flexor do quadril, vimos que ambos os lados no grupo amputado apresentaram menores valores que o grupo controle. Principalmente no lado não envolvido na amputação, pois inversamente ao que ocorreu com os achados sobre o pico de torque flexor nesse lado (Figura 10- fase excêntrica), o trabalho realizado no lado envolvido foi semelhante ao do lado envolvido e, ambos, foram significativamente menores que os valores do grupo controle (Figura 14). Lamentavelmente, na literatura pesquisada, não encontramos trabalhos que analisaram as contrações excêntricas nos amputados transfemorais.

Os dados sobre os valores do pico de torque e trabalho para o grupo extensor do quadril durante as contrações excêntricas (Figura 9 e 11) não eram esperados. Entre os lados no grupo amputado, não houve alteração nos valores de pico de torque e trabalho em todas as velocidades angulares. Esperava-se que, como o grupo flexor do quadril, o desempenho do grupo extensor do quadril na realização do trabalho mecânico fosse menor comparado ao grupo controle, o que não ocorreu.

Considerando a hipótese um, verificamos que o torque gerado pelos músculos do quadril foi consideravelmente menor nas posições em que eles permaneciam com

maior grau de alongamento muscular, como visto na relação torque-ângulo, principalmente dos músculos extensores e adutores do quadril, observados em ambos os lados no grupo amputado. De acordo com nossos achados e considerando nossa hipótese dois, os músculos do lado envolvido na amputação desenvolveram menor torque e trabalho, em ambos os lados dependendo do movimento estudado, do tipo de contração muscular desenvolvida, da velocidade angular e da variável analisada. As Figuras 8, mostram que o lado envolvido obteve menor torque e trabalho na contração excêntrica dos músculos flexores do quadril, quando comparados ao lado não envolvido e grupo controle, e as maiores diferenças ocorreram na velocidade mais alta. Além disso, a Figura 10 mostra o lado não envolvido na amputação desenvolver menor capacidade de trabalho com relação ao grupo controle, o que não ocorreu quando a variável analisada foi o pico de torque.

Considerando nossa última hipótese, nossos achados mostraram que em virtude do tipo de contração muscular realizada, a ação dos músculos sofre variações. Nossos resultados mostraram maiores que a contração excêntrica é a mais afetada. Os resultados obtidos para o grupo nas contrações isométrica (Figura 4) e concêntrica (Figura 9 – fase concêntrica), indicam que pode haver uma forma de adaptação diferente especificamente para o grupo muscular extensor do quadril.

Outros estudos podem trazer resultados importantes acerca do comportamento dos músculos do quadril nos amputados transfemorais, como a utilização da eletromiografia e sincronizada com a dinamometria isocinética. Assim, além de se observar o torque gerado, será possível identificar a participação efetiva de cada músculos para a realização de um determinado movimento.

9 – CONCLUSÕES

Em relação às contrações isométricas, nos grupos musculares flexores e extensores do quadril, somente o lado envolvido na amputação foi afetado com diminuição do pico de torque, tanto para flexão quanto para extensão. Em contrapartida, para os grupos musculares abdutores e adutores do quadril, ambos os lados do grupo amputado obtiveram menores picos de torque adutor comparados aos do grupo controle. Entretanto, somente o lado envolvido na amputação apresentou diminuição do torque abductor. Para todos os grupos musculares do quadril, as posições de maior alongamento foram aquelas em que os amputados apresentaram os maiores déficits musculares.

Nas contrações concêntricas nos movimentos isocinéticos de adução e abdução do quadril, o lado envolvido obteve torque e trabalho abductor menores que o lado não envolvido e controle. O pico de torque e trabalho abductor não foi afetado no lado não envolvido. O pico de torque adutor e trabalho foram menores no lado envolvido, enquanto que no lado não envolvido, somente o trabalho foi afetado e, esse fato pode indicar que o trabalho é importante para avaliação da eficiência mecânica dos músculos adutores do quadril.

Em relação às contrações concêntricas e excêntricas no movimento isocinético, os músculos flexores do quadril no lado envolvido na amputação apresentaram picos de torque e trabalho menores que os do grupo controle, tanto nas contrações concêntricas quanto nas excêntricas, comparados aos valores do grupo controle. O lado não envolvido não teve o pico de torque flexor diminuído, em

ambos os tipos de contrações, diferentemente do trabalho. O trabalho pode ser indicado para a avaliação muscular e as velocidades mais altas são as que podem revelar maiores déficits musculares. O grupo extensor do quadril apresentou maiores picos de torque e trabalho, nas contrações concêntricas excêntricas, no grupo amputado, tanto no lado envolvido quanto no não envolvido, comparados ao grupo controle. Todos esses resultados evidenciam a presença de adaptação muscular nos sujeitos amputados.

10 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADRIAN MJ e COOPER JM. *Biomechanics of human movement*. 2nd ed., Iowa: WCB Brown & Benchmark, 1995. Cap. 2, p.21-41: Static and Dynamic Posture.
- ALISON S, WESTPMOL K e FINSTUEN K. Knee extension and flexion torque as function of thigh asymmetry. *J Ort Sport Phys Ther* 1993; 6: 661-666.
- ALSINDI Z e DATTA D. quadriceps muscle injury in trans-femoral amputees. *Prosth Orthot Int*. 1998; 22: 248-250.
- ANIANSSON A, GRIMBY G, RUNDGREN, Å. Isometric and isokinetic quadriceps muscle strength in 70-years men and women. *Scand J Rehab Med*. 1980; 12:161-168.
- AROKOSKI MH, AROKOSKI JP, HAARA M, KANKAANPAA M, VESTERINEN M, NIEMITUKIA LH, HELMINEN HJ. Hip Muscle Strength and Muscle Cross Sectional Area in Men with and without Hip Osteoarthritis. *J Rheumatol*. 2005; 29(10):2187-95.
- ARUIN AS, NICHOLAS JJ e LATASH ML. Anticipatory postural adjustments during standing in below-the-knee amputees. *Clin Biomech*. 1997;12 (1): 52-59.
- BOONSTRA AM, SCHRAMA JM, EISMA WH, HOLF AL E FIDLER ENG. Gait analysis of transfemoral amputee patients using prostheses with two different knee joints. *Arch Phys Med Rehabil*. 1996; 77: 515-20
- BUCKLEY JG. Sprint kinematics of athletes with lower-limb amputations. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999; 80: 501-507.

CAHALAN TD, JOHNSON ME, LIU S CHAO EYS. Quantitative measurements of hip strength in different age groups. *Clinical Othopaedics and Related Research*. 1989; 246: 136-145.

CARVALHO JA. *Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação*. 2ª ed. São Paulo: Manole, 2003. Cap.1, p.1-10: Histórias das amputações e das próteses.

CONVERY P e MURRAY KD. Ultrasound study of the motion of the residual femur within a trans-femoral socket during daily living activities other than gait. *Prosth Orthot Int*. 2001; 25: 220-227.

CRENSHAW AH. *Cirurgia ortopédica de Campbell*. 8ªed. São Paulo: Manole, 1996. VII, Cap.18, p.719-731: Princípios gerais das amputações.

DONATELLI R, CATLIN PA, BACKER GS, DRANE DL E SLATER SM. Isokinetic hip abductor to adductor torque ratio in normals. *Isokin and Exer Sci*. 1991; 1:103-11.

DVIR Z. *Isokinetics: muscle testing, interpretation and clinical applications*. Churchill Livingstone, 1995.

FLETCHER FG, BALADY G, BLAIR SN, BLUMENTHAL J, CASPERSEN C, CHAITMAN B, EPSTEIN S, FROELICHER ES, FROELICHER VF, PINA IL e POLLOCK ML. Statement on exercise: benefits and recommendations for physical activity programs for all Americans. A statement for health professionals by the committee on exercise and cardiac rehabilitation of the council on clinical cardiology, American Heart Association. *Circulation*. 1996; 94: 857-862.

Friel K. Componentry for lower extremity prostheses. Review. *J Am Acad Orthop Surg*. 2005; 13: 326-35.

GOTTSCHALK F. Transfemoral amputation. In: *Atlas of limb prosthetics: surgical, prosthetic and rehabilitation principles*. 2nd ed., 1992. Cap.20, p.501-507.

GOTTSCHALK F. Transfemoral amputation: biomechanics and surgery. *Clinical Orthopaedics and Related Research Biomechanics*. 1999; 361: 15-22.

HERZOG W, TER KEURS HEDJ. A method for determination of force-length relation of selected *in-vivo* human skeletal muscles. *Pflugers Arch*.. 1988; 411: 637-641

HO CHENG-WEN, CHEN LIANG-CHENG, HSU HSIAN-HE, CHIANG SHANG-LIN, LI MIN-HUI, JIANG SHUU-HAI e TSAI KAO-CHUNG. Isokinetic muscle strength of the trunk and bilateral knees in young subjects with lumbar disc herniation. *Spine*. 2005; 30: 528-533.

ISAKOV E, BURGER H, GREGORIC M e MARINCEK C. Stump length as related to atrophy and strength of the thigh muscles in trans-tibial amputees. *Prosthet and Orthot Int*. 1996^a; 20: 96-100.

ISAKOV E, BURGER H, GREGORIC M e MARINCEK, C. Isokinetic and isometric strength of the thigh muscles in below-knee amputees. *Clin Biomech*. 1996^b; 11(4): 233-235.

JAEGERS SMHJ, ARENDZEN JH e JONGH HJ. An electromyographic study of the hip muscles of transfemoral amputees in walking. *Clin Orthop and Rel Res*. 1996; 328: 119-128.

JAEGERS SMHJ, ARENDZEN JH e JONGH HJ. Changes in hip muscles after above-knee amputation. *Clin Orthop and Rel Res*. 1995^a; 319: 276-284.

JAMES U. Effect of physical training in health male unilateral above knee amputees. *Scand J Rehab Med*. 1973; 361: 88-101.

JOHNSON ME, MILLE ML, MARTINEZ KM, CROMBIE G, ROGERS MW. Age-related changes in hip abductor and adductor joint torques. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 85(4): 593-7.

JOHNSTON RB 3RD, HOWARD ME, CAWLEY PW, LOSSE GM. Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. *Med Sci Sports Exerc.* 1998; 30(12):1703-7.

JONES ME, BASHFORD GM e MANN JM. Weight bearing and velocity in trans-tibial and transfemoral amputees. *Prosth and Orthot Int.* 1997; 21: 183-186.

JUDGE JO, WHIPPLE RH, WOLFSON LI. Effects of resistive and balance exercises on isokinetic strength in older persons. *J Am Geriatr Soc.* 1994; 42 (9):937-46.

KLINGENTIERNÄ U, RENSTRÖM P, GRIMBY G e MORELLI B. Isokinetic strength training in below-knee amputees. *Scand J Rehab Med.* 1990; 22: 39-43.

KNAPIK JJ, MAWADSLEY RH, RAMOS UM. Angular specificity and test mode specificity of isometric and isokinetic strength training. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1983; 5: 58-62.

LUCCIA N e SILVA ES. Aspectos técnicos das amputações dos membros inferiores. In: *Angiologia e cirurgia vascular: guia ilustrado*. PITTA, GBB, CASTRO, AA e BURIHAN, E. (editores). Maceió: UNCISAL/ECMAL & LAVA; 2003. Disponível em: <http://www.lava.med.br/livro>

LUSARDI MM e NIELSEN CC. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. Boston: Butterworth-Heinemann, 2000. Cap.4, p.53-76: Exercise cost and aging in orthotic and prosthetic rehabilitation.

MARIN R, SPELLMAN N, KENYON M e BELANDRES P. Isokinetic exercise system modification for short below-the-knee residual limbs. *Arch Phys Med Rehabil.* 1992; 73: 883-885.

MARKHEDE G e GRIMBY G. Measurements of strength of hip joint muscles. *Scand J Rehab Med.* 1980; 12: 169-174.

MAY WW. Relative isometric force of the hip abductors and adductors muscles. *Phys Ther.* 1968; 48 (8): 845-851.

MOIRENFELD I, AYALON M, BEN-SIRA D e ISAKOV E. Isokinetic strength and endurance of the knee extensor and flexors in trans-tibial amputees. *Prosth and Orthot Int.* 2000; 24: 221-225.

MURPHY RA. Músculo. In: Berne, RM e Levy MN. *Fisiologia.* 4ªed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2000.

NOLAN L e LEES A. The functional demands on the intact limb during walking for active trans-femoral and trans-tibial amputees. *Prosth Orthot Int.* 2000; 24: 117-125.

NORDIN M e FRANKEL V. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system.* 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1989. Cap.5, p. 89-112: Biomechanics of skeletal muscle.

OLSON VL, SMIDT GL e JOHNSTON RC. The maximum torque generated by the eccentric, isometric and concentric contractions of the hip abductors muscles. *Phys Ther.* 1972; 52(2):149-157.

OSTERKAMP LK. Current perspective on assessment of human body proportions of relevance to amputees. *J Am Diet Assoc.* 1995; 95(2):215-218.

ÖZKAYA N e NORDIN M. *Fundamentals of biomechanics.* 2nd ed. Nova York: Springer, 1999. Cap.3, p.31-46: Moment and torque.

PEDRINELLI A, SAITO M, COELHO RF, FONTES RB, GUARNIERO R.. Comparative study of the strength of the flexor and extensor muscles of the knee through isokinetic evaluation in normal subjects and patients subjected to trans-tibial amputation.

Prosthet Orthot Int. 2002; 26(3):195-205.

PEDRINELLI A. *Tratamento do paciente com amputação*. São Paulo: Rocca, 2004.

PEDRINELLI, A. Estudo comparativo da força dos músculos flexores e extensores do joelho pela avaliação isocinética entre pacientes com amputação transtibial e indivíduos normais [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade São Paulo; 1998.

PERRIN DH. *Isokinetic exercise and assessment*. Illinois: Human Kinetics, 1993. Cap.1, p.13-25: Terminology and the isokinetic torque curve.

PERRINE JJ e EDGERTON VR. Muscle force velocity and power velocity relationships under isokinetic loading. *Med Sci Sports Exerc.* 1978; 10 (3): 159-166.

PHILLIPS G. *Best Foot Forward: Chas. A. Blatchford & Sons LTD. (Artificial Limb Specialists) 1890-1990*. Cambridge: Granta Editions, 1990. Cap.3, p.25-44: A history of artificial limbs.

POHJOLAINEN T. A clinical evaluation of stumps in lower limb amputees. *Prost Orthot Int.* 1991; 15: 178-184.

ROCHA CSS. Influência do treinamento excêntrico nas propriedades mecânicas e elétricas dos músculos extensores do joelho [dissertação]. Porto Alegre –RS: Universidade Federal do Rio Grande do Sul (Escola de Educação Física e Programa de Pós-Graduação em Ciência do Movimento Humano), 2004.

ROMMERS GM, Vos LDW, GROOTHOFF JW, SCULING CH e EISMA WH. Epidemiology of lower limb amputees in the north of the Netherlands. *Prosthet Orthot Int.* 1997; 21: 92-9.

RYSER DK, ERICKSON RP e CAHALAN T. Isometric and isokinetic hip abductor strength in persons with above-knee amputations. *Arch Phys Med Rehabil.* 1988; 69: 840-845.

SHURR DG e MICHAEL JW. *Prosthetics and Orthotics*. 2nd ed., New Jersey: Prentice Hall, 2000. Cap.1, p.1-20: Introduction to prosthetics and orthotics.

SOLOMONIDIS SE, YANG L, SPENCE WD e PAUL JP. The influence of limb alignment on the gait above-knee amputees. *J Biomechanics.* 1991, 24(11): 981-997.

STÅLBERG E, BORGES O, ESSÉN-GUSTAVSSON B, FAWCETT PRW, NORDESJÖ LO, NORDGREN B E UHLIN R. The quadriceps femoris muscle in 20-70 year-old subjects: relationship between knee extension torque, electrophysiological parameters, and muscle fiber characteristics. *Muscle Nerve.* 1989; 12: 382-389.

THIELE B, JAMES U e STALBERG E. Neurophysiological studies on muscles function in the stump of above-knee amputees. 1973; *Scand J Rehab Med.* 5: 67-70.

THOM JM, MORSE CI, BIRCH KM E NARICI MV. Triceps surae muscle power, volume, and quality in older versus younger healthy men. 2005; *Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 60(9): 1111-7.

TIDERMARK J, BLOMFELDT R, PONZER S, SODERQVIST A, TORNKVIST H. Primary total hip arthroplasty with a Burch-Schneider antiprotrusion cage and autologous bone grafting for acetabular fractures in elderly patients. *J Orthop Trauma.* 2003 Mar;17(3):193-7.

TORRES-MORENO R, MACKIE H, JONES D e SOLOMONIDIS SE. Three-dimensional computer-aided reconstruction of nuclear magnetic resonance imaging of the above-knee residual limb. In: *Proceedings of the Eighth Biennial Conference of the Canadian Society of Biomechanics*, Calgary, August, 54-55, 1994.

11 - ANEXOS

ANEXO 1 – COMISSÃO DE ÉTICA

HOSPITAL DAS CLÍNICAS
DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
CAIXA POSTAL, 8091 – SÃO PAULO – BRASIL

recibe

DIRETORIA CLÍNICA

Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa

APROVAÇÃO

A Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 10.09.03, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº 679/03, intitulado: "Avaliação do torque dos músculos flexores, extensores, adutores e abdutores do quadril através da dinamometria isocinética em sujeitos com amputações transfemorais unilaterais" apresentado pela ÁREA DE FISIOPATOLOGIA EXPERIMENTAL, inclusive o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Pesquisador(a) Responsável: PROF. DR. CELSO RICARDO
FERNANDES DE CARVALHO

Pesquisador(a) Executante: SR. JERÔNIMO RAFAEL SKAU

CAPPesq, 10 de Setembro de 2003.

PROF. DR. EUCLIDES AYRES DE CASTILHO
Presidente da Comissão de Ética para Análise
de Projetos de Pesquisa

Encaminhe-se à CPG-FMUSP
para as devidas providências.
S.P., 16/09/03

OBSERVAÇÃO: Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar à CAPPesq, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196, de 10.10.1996, inciso IX.2, letra "c")

2Chammas
Prof. Dr. ROGER CHAMMAS
Vice Coordenador do Curso de
Pós-Graduação do Programa
de Fisiopatologia Experimental

RECEBIDO SPG 16/09/03
ASS. *[Handwritten signature]*

ANEXO 2 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ESCLARECIDO

Eu _____, portador do R.G. _____, residente na _____, telefone _____, declaro que concordo em participar da pesquisa, assumo os riscos a ela submetidos e autorizo a divulgação dos resultados do protocolo de testes para fins científicos, conforme os dados abaixo descritos e explicados verbalizados pelos pesquisadores.

O procedimento prático do presente projeto, intitulado “ Avaliação do comportamento mecânico dos músculos do quadril em amputados nível transfemoral”, será realizado na clínica de Fisioterapia no Laboratório de Biomecânica da Universidade São Judas Tadeu. Esta avaliação envolverá indivíduos amputados e não amputados e, para tal, utilizar-se-á um instrumento específico para análise da força muscular (dinamômetro isocinético do modelo *Biodex® System 3*).

Este equipamento faz uma avaliação da força gerada. O senhor será solicitado a movimentar a coxa para frente, para trás para fora e para dentro, com os dois membros inferiores para cada direção de movimento. O senhor tentará sempre fazer a sua força máxima. Quanto maior for a sua força, maior será a resistência aplicada pelo equipamento. A qualquer sinal de desconforto, o senhor pode deixar de fazer força e, desta forma, evitar alguma lesão. O senhor sentirá um cansaço muscular após o teste e para minimizar eventual dolorimento muscular por esforço, o teste será dividido em duas etapas com pelo menos 48 horas de intervalo entre elas.

Este teste é contra-indicado em indivíduos portadores de cardiopatias ou hipertensão arterial sistêmica descompensada, artrite, dor articular intensa no quadril, derrames articulares e lesões musculares sintomáticas. O manuseio do equipamento será realizado pelo pesquisador, treinado e capacitado para operá-lo.

O senhor deverá comparecer à clínica de Fisioterapia da Universidade São Judas Tadeu para avaliação física (massa corporal e altura) antes de iniciar o teste. A Clínica de Fisioterapia estará à disposição para o tratamento do senhor caso haja algum sinal de desconforto muscular após a realização dos testes.

Ao senhor, é garantido sigilo e anonimato de todos os dados extraídos nesta pesquisa. O senhor tem a liberdade de interromper os testes a qualquer momento, desligando-se do projeto, sem nenhum ônus. Além disso, tem a liberdade de requerer informações sobre a pesquisa à qual esta sendo submetido. Os dados obtidos por sua participação servirão para analisar a sua condição muscular atual e, baseada nestas informações, o senhor poderá saber se existe algum desequilíbrio nos músculos do quadril do membro inferior.

A qualquer momento e sempre que necessitar, o senhor poderá entrar em contato com o pesquisador através do telefone 6099-1999 da Clínica de Fisioterapia da Universidade São Judas Tadeu

Assinatura do participante voluntário

Assinatura do pesquisador
Jerônimo Rafael Skau

São Paulo, ____ de _____ de 200__.

ANEXO 3 - AVALIAÇÃO DOS SUJEITOS DO GRUPO CONTROLE

Nome: _____ Data: _____

End: _____

Telefone: _____ Contato: _____ Idade: _____ Data de
Nascimento: _____ Sexo: () M () F
Data _____ da
amputação: _____

1. Lado dominante: () D () E

2. Critérios de exclusão:

() significativa dor lombar, patologia no quadril ou contratura muscular

() pontos sensíveis à palpação

() hipertensão arterial sistêmica

() patologia cardíaco-pulmonar ou obesidade mórbida

() cirurgias e/ou fraturas recentes

() lesões cutâneas no membro inferior

() uso de algum medicamento.

Qual? _____

3. Está atualmente trabalhando?: () sim () não. Qual atividade? _____

4. Faz algum tipo de esporte? () sim () não. Qual? _____

4.1. Qual a frequência semanal? () 1/sem () 2/sem () 3/sem
() 4/sem () 5/sem

5. Patologias associadas: () *diabetes mellitus*
() outras _____

6. Massa corporal: _____ kg. Estatura: _____ cm. IMC: _____

7. Amplitude de movimento no quadril:

	Movimento Fisiológico Passivo	
	D	E
Flexão	/	
Extensão	/	
Adução	/	
Abdução	/	

ANEXO 4 - AVALIAÇÃO DOS AMPUTADOS TRANSFEMORAIS

Nome: _____ Data: _____

End: _____

Telefone: _____ Contato: _____ Idade: _____ Data de Nascimento: _____ Sexo: () M () F

Data da amputação: _____

1. Lado amputado: () D () E . Lado dominante: () D () E

2. Critérios de exclusão:

() significativa dor lombar, patologia no quadril ou contratura muscular

() pontos no coto sensíveis à palpação

() hipertensão arterial sistêmica

() patologia cardíaco-pulmonar ou obesidade mórbida

() cirurgias e/ou fraturas recentes

() lesões cutâneas no coto

() uso de algum medicamento. Qual?

3. Etiologia da amputação:

3.1 Técnica cirúrgica: () mioplastia () miodese

4. Data da amputação: _____.

5. Hospital em que a cirurgia foi realizada:

6. Dor no coto (local)? () sim () não. Caso positivo: qual região?

7. Sensação fantasma? () sim () não

8. Dor fantasma? () sim () não

9. Utiliza prótese: () sim () não. Tipo de prótese? _____

10. Tempo de utilização diária: () até 1 hora () 1- 3 horas
() 4-5 horas () 6-7 horas () 8h ou mais

12. Tempo de deambulação diária: () até 1 hora () 1- 3 horas () 4-5 horas
() 6-7 horas () 8h ou mais

13. Está trabalhando atualmente?: () sim () não. Qual atividade?

14. Faz algum tipo de esporte? () sim () não. Qual? _____

14.1. Qual a frequência semanal? () 1/sem () 2/sem () 3/sem
() 4/sem () 5/sem

15. Dispositivos auxiliares: () muletas axilares () muletas de antebraço () bengala

() andador () cadeira de rodas () não utiliza

15.1 Grau de independência

	Total	Parcial	Independente
Marcha			
Alimentação			
Vestuário			
Transferências			
Subir e descer escadas			

16. Comprimento do coto, com paciente em decúbito dorsal (fita métrica e referência no trocânter maior):

a) Até a extremidade distal do coto (tecido mole) : _____ cm.

b) Até extremidade (com compressão de tecido mole): _____ cm.

17. Patologias associadas: () *diabetes mellitus*

() outras. Qual?

_____ ()

outras _____

18. Massa corporal com prótese: _____ kg. Altura: _____ . IMC:

_____ Massa corporal sem prótese: _____ kg. Altura: _____ . IMC:

19. Cicatriz: () normal () irregular () hipertrófica () aderida () deiscência () infectada

20. Palpação muscular dolorosa no coto? () sim () não

21. Amplitude de movimento do quadril:

	Movimento Fisiológico Passivo D / E
Flexão	/
Extensão	/
Adução	/
Abdução	/

ANEXO 5 - Questionário para avaliação funcional da marcha do amputado

Questionário para avaliação funcional da marcha do amputado	Score
<u>Eu sou capaz de andar sem descanso</u>	
Menos de 50 m	(1)
Entre 50 e 500 m	(2)
Entre 500 e 2.000 m	(3)
Entre dois e cinco km	(4)
Acima de 5 km	(5)
<u>Eu tenho que tomar cuidado para não cair quando caminho na rua</u>	
Nunca	(5)
somente quando caminho em longas distâncias, ou em superfície irregular.	(4)
geralmente	(3)
Sempre	(2)
eu nunca caminho na rua	(1)
<u>Eu sou capaz de andar sem descanso</u>	
menos de 5 min	(1)
entre 5 e 15 min	(2)
entre 15 e 30 min	(3)
entre 30 e 60 min	(4)
acima de 60 min	(5)
<u>Eu uso um dispositivo auxiliar (muletas) ou me apoio na mobília ou em qualquer outro suporte quando ando em domicílio.</u>	
Nunca	(4)
às vezes	(3)
geralmente	(2)
Sempre	(1)
<u>Eu uso um dispositivo auxiliar (muletas), qualquer outro suporte ou pessoa quando caminho na rua.</u>	
Nunca	(5)
às vezes	(4)
geralmente	(3)
Sempre	(2)
eu nunca caminho na rua	(1)
<u>Eu tenho que tomar cuidado para não resvalar o pé da prótese em superfícies irregulares</u>	
Nunca	(5)
somente quando caminho em longas distâncias, ou em superfície irregular.	(4)
geralmente	(3)
Sempre	(2)
eu nunca caminho na rua	(1)

Tabela 1 – Questionário para classificação dos sujeitos amputados quanto à deambulação. A pontuação varia de 0 (impossível) a 5 (excelente), num total de 40 pontos (Boonstra *et al.*, 1996).

ANEXO 6 - Apresentação dos componentes protéticos utilizados pelos amputados.

<i>Amputados</i>	<i>Comprimento do coto</i>	<i>Tipo de prótese</i>	<i>Joelho</i>	<i>Pé</i>	<i>Empresa</i>
(n=10)	(cm)				
1	25	Modular	3R15	Sach	Otto Bock
2	32,5	Modular	3R15	Dinâmico	Otto Bock
3	24	Convencional	Jüpa	Sach	Otto Bock
4	26	Modular	3R15	Dinâmico	Otto Bock
5	28	Modular	3R49	Articulado	Otto Bock
6	24	Modular	3R49	Articulado	Otto Bock
7	24	Modular	3R15	Sach	Otto Bock
8	24	Modular	pneumático	Multiaxial	Endolite
9	25	Convencional	Jüpa	Dinâmico	Otto Bock
10	26	Modular	3R15	Dinâmico	Otto Bock
média	25,8±2,6	-----	-----	-----	-----