

**UNIVERSIDADE SAGRADO CORAÇÃO**

**JAQUELINE STANÇANI  
LARA PONCE DA SILVA**

**ANÁLISE COMPARATIVA DA MARCHA EM  
AMPUTADO TRANSFEMORAL ESQUERDO COM  
TRÊS JOELHOS PROTÉTICOS DIFERENTES**

BAURU  
2011

**JAQUELINE STANÇANI**  
**LARA PONCE DA SILVA**

**ANÁLISE COMPARATIVA DA MARCHA EM  
AMPUTADO TRANSFEMORAL ESQUERDO COM  
TRÊS JOELHOS PROTÉTICOS DIFERENTES**

Trabalho de Conclusão de Curso  
apresentado ao Centro de Ciências da  
Saúde como parte dos requisitos para  
obtenção do título de fisioterapeuta, sob  
orientação do Prof. Ms. Luis Henrique  
Simionato.

BAURU  
2011

S784a

Stançani, Jaqueline

Análise comparativa da marcha de um paciente amputado transfemoral utilizando três joelhos protéticos diferentes (hidráulico rotativo, hidráulico monocêntrico e microprocessado) / Jaqueline Stançani, Lara Ponce da Silva -- 2011.

28f. : il.

Orientador: Prof. Ms. Luis Henrique Simionato

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Fisioterapia) – Universidade Sagrado Coração – Bauru – SP.

1. Amputados. 2. Joelhos protéticos. 3. Marcha. 4. Prótese. I. Silva, Lara Ponce da. II. Simionato, Luis Henrique. III. Título.

**JAQUELINE STANÇANI  
LARA PONCE DA SILVA**

**ANÁLISE COMPARATIVA DA MARCHA EM AMPUTADO  
TRANSFEMORAL ESQUERDO COM TRÊS JOELHOS PROTÉTICOS  
DIFERENTES**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Centro de Ciências da Saúde como parte dos requisitos para obtenção do título de fisioterapeuta, sob orientação do Prof. Ms. Luis Henrique Simionato.

Banca Examinadora:

---

Prof. Ms. Luis Henrique Simionato  
Universidade Sagrado Coração

---

Prof. Ms. Cleber Ricardo Cavalheiro  
Universidade Sagrado Coração

Bauru, 06 de dezembro de 2011.

Dedico à minha família pelo apoio e cuidado, ao Thiago pelo amor, paciência e compreensão, e ao meu pai, que me deixou de herança seu exemplo de bom caráter e humildade, guia meus passos pelo caminho certo.

Jaqueline

Dedico à minha mãe Cibele e meu pai Alcino, os quais amo muito, pelo exemplo de vida, família e união.

Ao meu namorado Douglas, pelo carinho, compreensão e companheirismo.

E às minhas amigas, pelo apoio, incentivo e diversão.

Lara

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

Ao nosso orientador, Professor Luis Henrique Simionato, os maiores e mais sinceros agradecimentos. Sua confiança em nós nos fez superar nossos limites e nos desenvolver como alunas e futuras fisioterapeutas. Sempre presente em todos os momentos, quando estávamos nervosas nos disse: tenham calma! Quando precisávamos de incentivo: busquem, corram atrás! Este trabalho se tornou possível primeiramente graças a sua atenção e dedicação para com nós. Muito obrigada por ter nos guiado, muito mais que isso, ter nos acompanhado em nossa trajetória acadêmica até aqui.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradecemos a Deus pela oportunidade de mais uma existência e nela podermos desenvolver as atividades da Fisioterapia com saúde e muito amor. À família que nos dá o suporte necessário, em todos os sentidos. Aos professores que nos transmitem seus conhecimentos, experiências e nos mostram a realidade do dia a dia. Aos amigos que compartilham conosco as alegrias, as dificuldades e as tristezas. Aos “colegas de profissão”, em especial ao Cleber, Ana Paula e Ana Beatriz, que nos receberam com carinho, e nos auxiliaram para que este trabalho fosse realizado. Aos pacientes, especialmente ao Ricardo, que compreenderam nossas falhas e inexperiências e foram imprescindíveis no nosso aprendizado. A todos nosso muito obrigado e que Deus os abençoe sempre.

“Quando amamos e acreditamos do fundo de nossa alma, em algo, nos sentimos mais fortes que o mundo, e somos tomados de uma serenidade que vem da certeza de que nada poderá vencer a nossa fé. Esta força estranha faz com que sempre tomemos a decisão certa, na hora exata e, quando atingimos nossos objetivos ficamos surpresos com nossa própria capacidade.”

(Paulo Coelho)

## RESUMO

O termo amputação é a retirada, geralmente cirúrgica, total ou parcial de um membro. A amputação transfemoral refere-se a amputações realizadas entre a desarticulação do joelho e a do quadril. O Instituto Nacional do Seguro Social (INSS) reabilita profissionalmente os beneficiários que estão parcial ou totalmente incapacitados para a sua atividade profissional, entre eles estão incluídos os segurados com sequelas de amputação, que para sua reabilitação profissional passam por um processo de protetização, o qual envolve o atendimento fisioterapêutico na fase de pré e pós protetização. Os joelhos protéticos têm como função proporcionar estabilidade na fase de apoio e controle na fase de balanço durante a marcha. No mecanismo hidráulico do joelho protético, o controle sobre a fase de balanço é realizado através de ajustes das válvulas de extensão e de flexão do joelho. O Computer Leg (C-Leg) é um joelho hidráulico totalmente controlado por um microprocessador, que por meio de sensores eletrônicos fornecem sinais necessários para a segurança durante a fase de apoio e o controle da fase de balanço. A marcha humana é um processo no qual o corpo ereto e em movimento é apoiado primeiro por uma das pernas e depois pela outra. Os segmentos do membro inferior apresentam deslocamentos em três planos espaciais, enquanto os ombros giram e os braços balançam em fase contrária. Foi objetivo deste trabalho analisar comparativamente a marcha de um paciente amputado transfemoral, utilizando três joelhos protéticos diferentes, um joelho hidráulico rotativo, um joelho hidráulico monocêntrico e um microprocessado. Foram afixados marcadores no corpo do paciente por meio do sistema de colocação Helen Hayes, e o mesmo realizou um trajeto de marcha no qual através de 8 câmeras digitais Hawk foi realizada a captura dos movimentos para análise cinemática, e por meio de 2 câmeras de vídeo Sony foi realizada a captura para a análise observacional. A partir dos resultados foi feita a análise da marcha com os três joelhos propostos. A avaliação observacional mostrou que as características da marcha com os três joelhos são muito parecidas. Na fase de apoio e de balanço não existe diferença visível entre os joelhos. A anterversão da pelve se apresenta aumentada e a dissociação ombro-pélvica está com padrão normal. Com relação à análise cinemática foi observado, através dos resultados, que os três joelhos apresentam parâmetros espaços-temporais com valores menores que os da referência, como a velocidade, tempo de apoio simples, comprimento de passo e passada, em função da falta de segurança do indivíduo amputado no joelho protético. Já a largura de passo se apresenta aumentada nas três observações pela necessidade do aumento da base de suporte para facilitar o equilíbrio. Foi observado também que o joelho microprocessado apresenta um número maior de parâmetros iguais (cadência, fase de balanço, tempo de apoio, duplo apoio inicial, apoio simples) que os dois membros devido à facilidade no alinhamento e na regulagem que o mesmo permite. Com base nas análises observacional e cinemática, concluiu-se que o joelho microprocessado permite uma adaptação mais fácil, sendo o mais indicado.

Palavras chave: AMPUTADOS. JOELHOS PROTÉTICOS. MARCHA. PRÓTESE.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1 Gráficos que representam a captura cinemática dos segmentos do corpo durante a marcha utilizando o joelho hidráulico monocêntrico (prótese 1) 21
- Figura 2 Gráficos que representam a captura cinemática dos segmentos do corpo durante a marcha utilizando o joelho hidráulico rotativo (prótese 2) 23
- Figura 3 Gráficos que representam a captura cinemática dos segmentos do corpo utilizando o joelho microprocessado (prótese 3) 24

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Parâmetros espaço-temporais relacionados à captura cinemática do padrão de marcha utilizando os três joelhos protéticos.	17
Tabela 2	Média aritmética e desvio percentual dos parâmetros espaço-temporais relacionados à captura cinemática do padrão de marcha utilizando os três joelhos protéticos.	17

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	11
<b>2 OBJETIVO</b> .....	14
<b>3 MÉTODO</b> .....	14
3.1 PROCEDIMENTOS.....	14
<b>4 RESULTADOS/DISCUSSÃO</b> .....	15
4.1 ANÁLISE OBSERVACIONAL.....	15
4.2 ANÁLISE CINEMÁTICA.....	17
<b>5 CONCLUSÃO</b> .....	26
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	27
<b>ANEXOS</b> .....	29

## 1 INTRODUÇÃO

Amputação é uma palavra derivada do latim tendo o significado de *ambi* = ao redor de/em torno de e *putatio*= podar/retirar, sendo definido como a retirada, geralmente cirúrgica, total ou parcial de um membro do corpo, porém, para os pacientes que não possuem um conhecimento mais aprofundado sobre o assunto, entendem o termo “amputação” relacionado a terror, derrota e mutilação, trazendo de forma implícita uma analogia com incapacidade e dependência (CARVALHO, 2003).

De acordo com Carvalho (2003), as amputações geralmente ocorrem por indicação eletiva, ou seja, para portadores de sequelas ou processos mórbidos que visam melhorar as condições de vida do paciente, ou por indicação de urgência, como nos casos graves, por exemplo, os grandes traumas, neoplasias em estágio avançado ou sepses, os quais trazem riscos à vida para o paciente.

Os níveis de amputação são diversos; os de membro inferior compreendem: desarticulação interfalangeana, desarticulação metatarsofalangeana, amputação transmetatarsiana, amputação de Lisfranc, desarticulação naviculocuneiforme e transcubóide, amputação de Chopart, amputação de Syme, amputação de Pirogoff, amputação de Boyd, amputação transtibial, desarticulação de joelho, amputação transfemoral, desarticulação de quadril, desarticulação sacroilíaca (CARVALHO, 2003).

A amputação transfemoral é realizada entre a desarticulação de joelho e a de quadril, e também pode ser dividida em três níveis, ou seja, amputação transfemoral em terço proximal, médio e distal, sendo que as amputações podem ser causadas por patologias vasculares, processos traumáticos, infecciosos e neoplásicos ou por anomalias congênitas (BOCOLINI, 2000).

O Instituto Nacional do Seguro Social (INSS), em caráter obrigatório, independentemente de carência, reabilita profissionalmente os beneficiários que estão parcial ou totalmente incapacitados para a sua atividade profissional em decorrência de doença ou acidente de qualquer natureza ou causa, e ainda aos portadores de deficiência, tendo por finalidade a promoção dos meios para a sua reinserção no mercado de trabalho e na sociedade.

Dentre estes beneficiários estão incluídos os segurados com seqüelas de amputação, que para sua reabilitação profissional passam por um processo de

protetização, o qual envolve o atendimento fisioterapêutico na fase de pré e pós protetização. A Gerência Executiva Bauru – RP (Reabilitação Profissional) realiza este processo de protetização através de uma parceria com a Universidade do Sagrado Coração, desde 1998.

Esta Gerência atende as agências de: Avaré, Bauru, Botucatu, Itatinga, Jaú, Lençóis Paulista e Santa Cruz do Rio Pardo.

Os segurados que fazem parte deste programa de reabilitação após o processo cirúrgico (amputação) são encaminhados pela perícia médica do INSS a uma avaliação por uma equipe multidisciplinar e esta determina se ele está elegível ou inelegível para volta ao trabalho. Se o segurado for avaliado como elegível para voltar ao trabalho ele é direcionado para o programa de protetização e posteriormente é recolocado no mercado de trabalho.

Tonon e Aluisio (2003) afirmam que a reabilitação do paciente amputado inicia-se logo após a cirurgia, procedendo com gesso e enfaixamento do coto, com o objetivo de prevenir o edema pós-operatório, adequando o coto e melhorando o processo de cicatrização. Também é importante evitar processos de retrações, devido ao desequilíbrio dos grupos musculares, por meio do bom posicionamento do paciente no leito (pós-operatório) mantendo a sua ADM (amplitude de movimento) e adequando as condições vasomotoras e neurológicas, através da postura ortostática. Passando a fase aguda, o objetivo é tornar o paciente mais funcional e independente possível, na utilização de sua prótese.

A função das próteses de membros inferiores é obtida satisfatoriamente, tanto na complementação e sustentação do peso corporal, quanto na marcha, dependendo do nível de amputação, dos componentes utilizados e do alinhamento da prótese durante a confecção e treino, podendo a marcha ser completamente normal (LIANZA,1995).

Os joelhos protéticos têm como função proporcionar estabilidade na fase de apoio e controle na fase de balanço durante a marcha (CARVALHO, 2003).

De acordo com Carvalho (2003), no mecanismo hidráulico do joelho protético, o controle sobre a fase de balanço é realizado através de ajustes das válvulas de extensão e de flexão do joelho. É importante verificar se a resistência para a extensão não está muito forte, pois isso impediria a extensão total do joelho na fase final do balanço e poderia causar uma flexão brusca da articulação no toque do calcâneo, levando provavelmente à queda do paciente.

O Computer Leg (C-Leg) trata-se da primeira articulação de joelho hidráulica totalmente controlada por um microprocessador. Os sinais necessários para a segurança durante a fase de apoio e o controle da fase de balanço são fornecidos por meio de sensores eletrônicos, os quais são responsáveis pela medição do ângulo de flexão do joelho e da velocidade angular da perna, dependendo do comprimento e da frequência de cada passo. Tais sensores também são capazes de medir a carga durante o choque de calcanhar e no antepé (CARVALHO, 2003).

A marcha humana é um processo no qual o corpo ereto e em movimento é apoiado primeiro por uma das pernas e depois pela outra. Os segmentos do membro inferior apresentam deslocamentos em três planos espaciais, enquanto os ombros giram e os braços balançam em fase contrária aos deslocamentos da pelve e das pernas (ROSE e GAMBLE, 1998).

A marcha em um amputado protetizado deve ser segura, eficiente e simétrica. Quando os desvios ocorrem, as causas podem estar relacionadas a deficiências do próprio amputado, como por exemplo, fraqueza muscular, contratura articular ou presença de hipersensibilidade por neuromas. No entanto problemas protéticos, como alinhamento, encaixe mal adaptado ou escolha de componentes também podem alterar a marcha. Estes desvios podem ser observados em todas as fases da marcha, ou seja, durante o contato inicial, apoio médio, impulso, balanço e fase de duplo apoio, muitas vezes é difícil de ser avaliado e quantificado a partir da observação clínica (CARVALHO, 2003).

Segundo Saad, Battistella e Masiero, a análise de marcha tem fundamental importância no estudo e tratamento de patologias que envolvem o aparelho locomotor. De maneira geral, esta análise de marcha nos fornece dados que contribuem para: compreensão do mecanismo fisiopatológico, direcionamento do tratamento, planejamento cirúrgico, prescrição e adequação de órteses, próteses e auxiliares de marcha, comparação no pré e pós tratamento e orientação de desempenho para atletas de elite.

Analisar a marcha de um paciente amputado de membro inferior nível transfemoral utilizando três tipos de joelhos protéticos diferentes mostra-se de grande importância justamente pela tentativa de observar e compreender se há diferenças significativas durante a deambulação, levando em consideração a tecnologia de cada joelho protético, visto que com o avanço da mesma, as próteses

estão se tornando cada vez mais próximas ao fisiológico, dependendo, é claro, da evolução e adaptação de cada paciente, refletindo em sua reabilitação.

## **2 OBJETIVO**

Foi objetivo deste trabalho analisar comparativamente a marcha de um paciente amputado transfemoral esquerdo, utilizando três tipos de joelhos protéticos diferentes, um joelho hidráulico rotativo, um joelho hidráulico monocêntrico e um joelho microprocessado.

## **3 MÉTODO**

Este trabalho foi encaminhado ao comitê de ética e pesquisa da pró-reitoria de pesquisa e pós-graduação da Universidade Sagrado Coração, avaliado e aceito, protocolo número 211/10.

Neste estudo foram avaliadas e comparadas as variáveis da marcha encontradas durante a análise de marcha de um paciente amputado transfemoral esquerdo utilizando 03 diferentes joelhos protéticos, hidráulico monocêntrico (prótese 1), joelho hidráulico rotativo (prótese 2) e joelho microprocessado (prótese 3).

Foi sujeito desse trabalho um paciente do sexo masculino, 28 anos, amputado transfemoral esquerdo terço médio reabilitado na Reabilitação Profissional – Bauru.

Os componentes de sua prótese são encaixe anatômico flexível com reforço em fibra de carbono e pé dinâmico com fibra de carbono.

### **3.1 Procedimento**

Após a apresentação do projeto e solicitação à gerência do INSS-Bauru para realização desse trabalho, foi apresentado ao paciente o termo de consentimento (anexo 1) explicando o objetivo e solicitando a sua aprovação. Na fase seguinte foi realizado durante três meses o treinamento pós-protético com o paciente na clínica de Fisioterapia da USC para adaptação à prótese com joelho microprocessado.

A próxima fase foi discutida e planejada com o fisioterapeuta Cleber Ricardo Cavalheiro, que solicitou a permissão para realização deste projeto junto à comissão de Ética e Pesquisa do Hospital Estadual de Bauru (HEB). No laboratório de marcha do HEB, foi avaliada a marcha do paciente utilizando a sua prótese modular com joelho rotativo hidráulico, depois com o joelho hidráulico monocêntrico e por fim com joelho microprocessado.

Após o exame físico e antropométrico, foram afixados marcadores no paciente por meio do sistema de colocação Helen Hayes, e o mesmo realizou um trajeto de marcha em uma pista de 7 metros de comprimento, no qual através de 8 câmeras digitais Hawk foi realizada a captura dos movimentos para análise cinemática, que analisa as características espaço-temporais da marcha, descrevendo os aspectos quantitativos do padrão do movimento, e por meio de 2 câmeras de vídeo Sony foi realizada a captura para a análise observacional, que analisa qualitativamente as características de marcha.

Na sequência, foi realizada uma edição de vídeo por meio do editor de vídeo Magic Edit, possibilitando a análise observacional dos segmentos tornozelo, joelho e quadril, com o objetivo de determinar as características da marcha.

Os parâmetros quantitativos relacionados à captura cinemática avaliados foram: comprimento de passo, comprimento de passada, velocidade da marcha, cadência, tempo de apoio, fase de balanço, duplo apoio inicial, apoio simples, largura passo. Sendo obtidos pelo software Motion Analysis, o programa Evart 5.0 capta a marcha, para depois o programa Orthotrak 6.5 Gait Analysis Software processar tais informações e gerar os gráficos e planilhas para a obtenção dos resultados.

Com a avaliação dos resultados foi feita a análise da marcha com os três joelhos propostos.

## **4 RESULTADOS/DISCUSSÃO**

### **4.1 ANÁLISE OBSERVACIONAL**

Durante a análise observacional da marcha do paciente realizada com três joelhos protéticos diferentes, foi possível observar as características e padrões de marcha descritos abaixo.

O paciente apresenta marcha independente, com estabilidade no apoio e largura do passo discretamente aumentada. Segundo Radcliffe (1998) isto ocorre em

função de uma base de marcha maior, acompanhada pelos inevitáveis desvios, caracterizados pela oscilação demasiada da pelve para os lados e por uma tendência de inclinar a coluna lombar lateralmente, de modo a posicionar o tronco mais diretamente sobre a prótese.

O contato inicial ocorre com o toque do calcanhar e na resposta à carga realiza apoio plantígrado bilateralmente. O avanço da perna sobre o pé durante a resposta à carga e apoio simples é normal bilateralmente. No médio apoio ocorre elevação precoce do calcanhar do solo do membro contralateral a prótese. O primeiro, segundo e terceiro mecanismo de rolamento estão adequados bilateralmente. Essas observações são idênticas na marcha com os 3 joelhos.

No joelho hidráulico monocêntrico (prótese 1), a flexão plantar no pré-balanço é diminuída a direita e não existe à esquerda, pois o eixo do tornozelo da prótese é fixo.

Nos joelhos hidráulico rotativo (prótese 2) e microprocessado (prótese 3), a flexão plantar no pré-balanço é diminuída bilateralmente com uma acentuação à esquerda. O desprendimento do calcanhar do solo ocorre adequadamente no apoio terminal em ambos os lados.

Na progressão do pé durante a utilização de qualquer um dos três joelhos protéticos é observado que o apoio é realizado em rotação externa bilateral. No balanço há manutenção do ângulo de progressão do pé no membro inferior esquerdo em função de não existir a articulação com eixo móvel entre o pé protético e a perna.

Nas próteses 1 e 2, no contato inicial o joelho apresenta flexão adequada à direita e discreta hiperextensão à esquerda, pois o pé está alinhado em flexão plantar dando esta impressão. Há extensão adequada no apoio simples à direita e mantém hiperextensão no apoio simples à esquerda.

Na prótese 1, no pré-balanço há flexão de joelho adequada bilateralmente. Na fase de balanço a flexão é adequada bilateralmente. No balanço terminal há extensão apropriada em ambos os lados.

Na prótese 2, no pré-balanço há flexão de joelho adequada bilateralmente. Na fase de balanço é observada flexão discretamente aumentada à direita e diminuída à esquerda. No balanço terminal há extensão apropriada bilateralmente.

Na prótese 3, no contato inicial o joelho apresenta flexão adequada à direita e extensão à esquerda. Há extensão adequada no apoio simples à direita e mantém a

extensão no apoio simples à esquerda. No pré-balanço há flexão adequada bilateralmente. Na fase de balanço é observada flexão discretamente aumentada à direita e adequada à esquerda. No balanço terminal há extensão apropriada bilateralmente.

No contato inicial o quadril apresenta flexão adequada bilateralmente. No apoio terminal há extensão completa em ambos os lados. No balanço a flexão é apropriada bilateralmente. A coxa apresenta posição neutra quanto às rotações durante todo o ciclo em ambos os lados na observação da marcha, independente do joelho protético utilizado.

A pelve apresenta anteroversão aumentada discretamente durante todo o ciclo, o que é explicado pelo encurtamento do músculo iliopsoas que ocorre com frequência em pacientes amputados transfemoral. Segundo Carvalho (2003), amputações transfemorais geralmente causam contraturas em flexão e abdução de quadril. O posicionamento em flexão de quadril deve ser preservado no alinhamento da prótese, a fim de evitar uma anteroversão pélvica, que resulta em alteração na marcha e dor lombar. Já a inclinação da pelve é adequada. Padrão comum nos três joelhos utilizados.

O tronco permanece em posição normal durante todo o ciclo. Ocorre inclinação lateral do tronco para a esquerda durante o apoio simples do membro inferior esquerdo para que ocorra o bloqueio do joelho protético, procedimento utilizado em todos os tipos de joelhos protéticos.

Há reciprocção dos membros superiores normal nas três observações realizadas.

#### 4.2 ANÁLISE CINEMÁTICA

Os valores quantitativos abaixo dizem respeito à análise cinemática da marcha realizada pelo paciente com três joelhos protéticos diferentes.

**Tabela 1.** Parâmetros espaço-temporais relacionados à captura cinemática do padrão de marcha utilizando os três joelhos protéticos.

<b>Parâmetros espaço-temporais</b>	<b>Hidráulico monocêntrico</b>		<b>Hidráulico rotativo</b>		<b>Microprocessado</b>		<b>Ref.</b>
	Esq.	Dir.	Esq.	Dir.	Esq.	Dir.	
Comp. passo (cm)	65,78	64,00	61,10	62,40	59,68	65,79	64,88
Comp. passada (cm)	129,78	129,10	123,49	124,42	126,82	124,12	129,82
Velocidade (cm/s)	113,65	113,73	109,39	109,16	117,60	113,45	118,34
Cadência (passos/min)	105,88	105,88	105,91	105,88	109,09	109,09	109,46
Tempo de apoio (%)	63,97	67,65	65,44	66,18	63,64	63,64	60,56
Fase de balanço (%)	36,03	32,35	34,56	33,82	36,36	36,36	39,44
Duplo apoio inicial (%)	14,71	16,18	14,71	17,65	13,64	13,64	10,53
Apoio simples (%)	32,35	36,03	33,82	34,56	36,36	36,36	39,44
Largura passo (cm)	-	13,13	-	16,84	-	15,87	11,97

**Tabela 2.** Média aritmética e desvio percentual dos parâmetros espaço-temporais relacionados à captura cinemática do padrão de marcha utilizando os três joelhos protéticos.

<b>Parâmetros espaço-temporais</b>	<b>Hidráulico monocêntrico</b>		<b>Hidráulico rotativo</b>		<b>Microprocessado</b>		<b>Ref.</b>
	Med.	Des.(%)	Med.	Des.(%)	Med.	Des.(%)	
Comp. passo (cm)	64,89	2,74	61,75	-2,11	62,73	-9,74	64,88
Comp. passada (cm)	129,44	0,53	123,95	-0,75	125,47	2,15	129,82
Velocidade (cm/s)	113,69	-0,07	109,27	0,21	115,52	3,59	118,34
Cadência (passos/min)	105,88	0,00	105,89	0,03	109,09	0,00	109,46
Tempo de apoio (%)	65,81	-5,59	65,81	-1,12	63,64	0,00	60,56
Fase de balanço (%)	34,19	10,76	34,19	2,16	36,36	0,00	39,44
Duplo apoio inicial (%)	15,44	-9,52	16,18	-18,17	13,64	0,00	10,53
Apoio simples (%)	34,19	-10,76	34,19	-2,16	36,36	0,00	39,44

Na observação da tabela 1, nota-se que os parâmetros da velocidade nas três próteses são menores tanto do lado direito quanto do esquerdo em relação aos parâmetros referenciais, porém, o tempo de apoio do membro direito é maior em relação ao esquerdo, pois a manutenção de seu apoio é maior que o joelho protético em função da maior segurança que o paciente sente neste lado. Com isso a fase de balanço se apresenta maior no lado esquerdo.

O duplo apoio é mantido por mais tempo se comparado com os parâmetros de referência, pois é o momento em que o indivíduo sente mais segurança no apoio e pode diminuir suas exigências de atividades.

O apoio simples ocorre mais rapidamente tanto no lado esquerdo quanto direito se comparado com os parâmetros de referência também em função da falta de confiança na estabilidade do joelho protético.

Com relação à largura de passo, assim como já foi mencionado na análise observacional, é possível observar que nas três próteses seu valor é maior que o da referência, pois existe uma sensação de desequilíbrio proporcionada pelos joelhos protéticos, e com o aumento desse parâmetro, o equilíbrio é melhor.

Na tabela 2 valores positivos desse desvio significam que o valor relativo ao joelho esquerdo é maior que o do joelho direito, e valores negativos significam que o valor do joelho esquerdo é menor que o do joelho direito. Este desvio percentual serve para uma análise mais direta da diferença dos parâmetros de marcha para cada perna, com os três tipos de joelhos protéticos.

Analisando a tabela 2, observa-se que os joelhos hidráulico rotativo e hidráulico monocêntrico tendem a apresentar maiores valores de desvios percentuais nas variáveis temporais, como tempo de apoio, fase de balanço, apoio simples e duplo apoio inicial.

Enquanto que o joelho microprocessado apresenta desvio zero nessas mesmas variáveis temporais. Por outro lado, o joelho microprocessado apresenta altos valores de desvios nas variáveis espaciais, como comprimento da passada, velocidade, e como valor expressivo o comprimento de passo, que no membro esquerdo tende a ser 9,74% menor que no direito.

Em indivíduos normais, os músculos flexores do joelho, quando próximo do final da fase de balanço, desaceleram o membro inferior em balanço, que antecipa o contato do calcâneo, momento no qual a velocidade do pé para frente aproxima-se de zero. Depois do contato do calcâneo e do contato total do pé, sua atividade persistente auxilia a estabilização da pelve, e com outros músculos, o início da extensão do quadril (RAB, 1998).

No caso de uma amputação, há uma secção transversal dos músculos flexores de joelho, que resulta na perda de sua função de desacelerar a extensão terminal do joelho, necessitando de substituição por um dispositivo mecânico na prótese (RADCLIFFE, 1998). Isto explica, então, o aumento nos valores da fase de balanço esquerda (membro amputado) nos joelhos hidráulicos, visto que esta não possui os músculos íntegros para desacelerar o movimento, levando, então, a um aumento do tempo de apoio no membro inferior direito.

Já no joelho microprocessado, de acordo com Carvalho (2003) e Dietl et al (1998) a fase de balanço possui um controle em tempo real dos movimentos, a fim de alcançar um padrão de marcha harmoniosa, ou seja, simétrica em ambos os

lados, direito e esquerdo. Tais ajustes, com base em software, são feitos de acordo com a altura, peso e atividade do paciente. Oferecendo vantagens como fase de apoio segura, com menos esforço ao iniciar o balanço e uma caminhada mais tranqüila em terrenos irregulares sem atividade dos membros adicionais residual, uma flexão na fase de apoio a fim de reduzir as forças de choque do calcanhar, segurança em escadas e rampas, através do fornecimento das resistências de flexão necessárias. Como também a implementação de características especiais para atividades como dançar e andar de bicicleta (DIETL et al, 1998).

Por essa razão os parâmetros temporais acabam sendo iguais entre os dois membros (desvio = 0). Para manter um equilíbrio entre os tempos de apoio, tanto bilateral quanto simples, no caso do paciente em estudo, existe uma tendência de aumento de velocidade do ciclo de marcha esquerdo e a conseqüente diminuição no comprimento de passo esquerdo, o que explica os desvios percentuais maiores observados nas variáveis espaciais para esta prótese. Isto ocorre para igualar o tempo de apoio, aumentar o tempo de apoio do membro esquerdo que estava diminuído nas próteses hidráulicas, principalmente no monocêntrico, fazendo com que o paciente tenha que colocar o pé esquerdo no chão antes do que estava acostumado, encurtando o comprimento de passo deste membro.

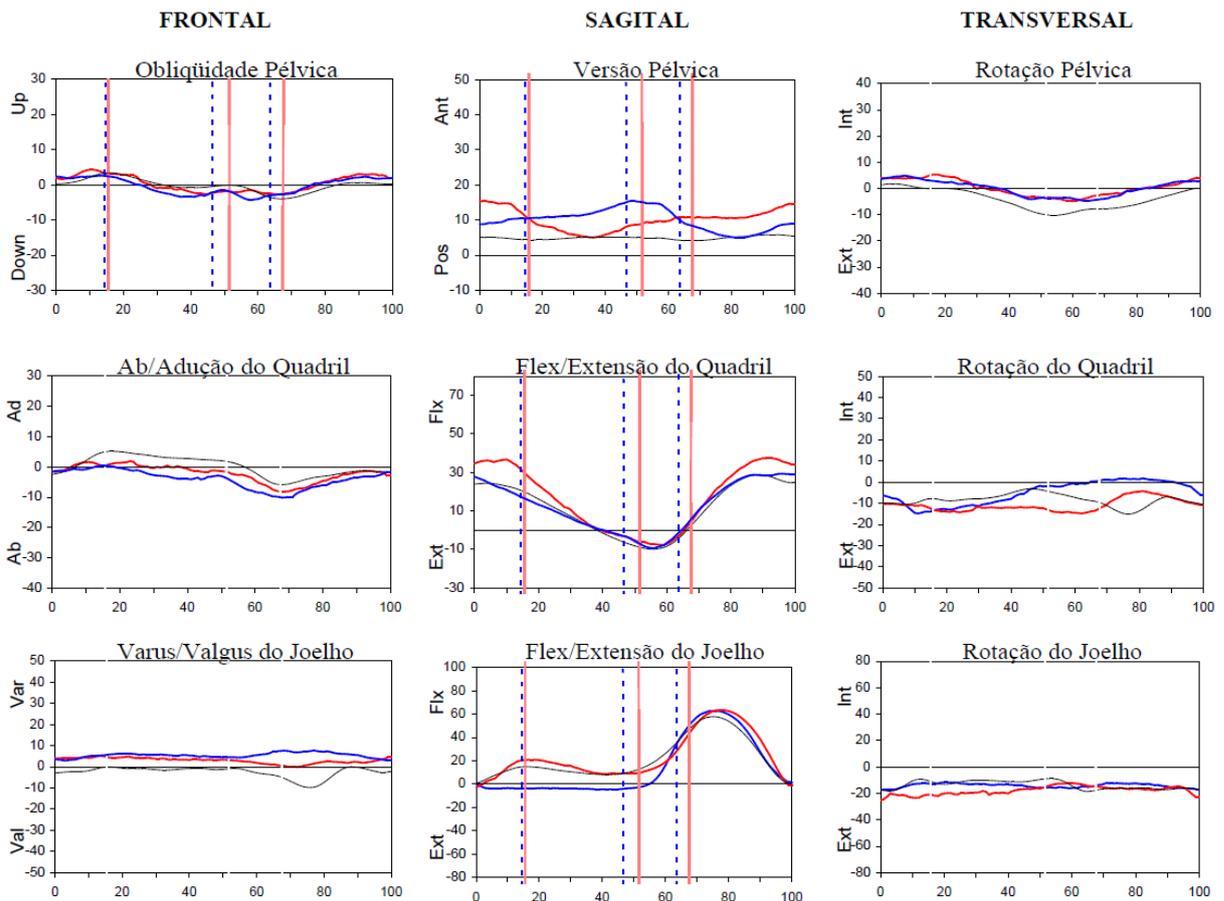
Segundo Kahle, Highsmith, Hubard (2008) e Nimmervoll, Kastner, Kristen (2003) valores obtidos em estudo mostram que a velocidade de marcha é maior utilizando o joelho microprocessado em comparação a joelhos não-microprocessados.

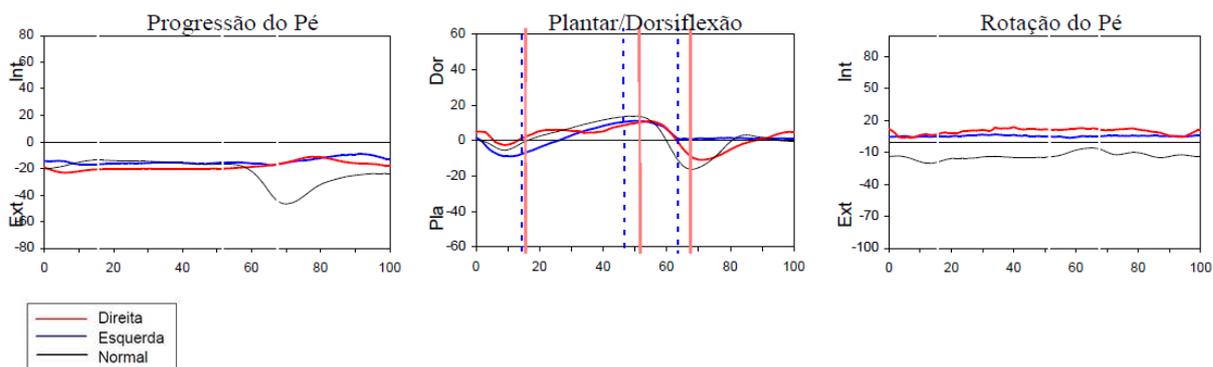
Em contrapartida, de acordo com Hafner et al. (2007), o comprimento do passo mostrou uma tendência de aumento ligeiro do lado da prótese com o joelho microprocessado em comparação ao joelho não afetado, ocorrendo o contrário no estudo em questão. Isto pode se alterar em função das características físicas individuais de cada sujeito e a sua adaptação a prótese, o sujeito deste estudo apresenta uma característica mais próxima da normalidade, pois suas condições físicas e adaptação estão acima do padrão normal.

Quanto ao tempo de apoio nos joelhos hidráulico monocêntrico e hidráulico rotativo, este é maior que o valor de referência, para garantir maior equilíbrio durante a marcha. Entretanto, no apoio simples os valores são menores que o da referência, em ambos os lados, com predomínio no lado esquerdo, pois se trata do lado protetizado, no qual o paciente apresenta certa insegurança, fazendo com que ele

passa rapidamente por esta fase. Consequentemente a fase de balanço do membro protetizado estará aumentada em relação ao outro membro, fato comprovado por Boonstra, Schram, Eisma (1996), que relata que amputados transfemorais têm uma fase de balanço do membro protético mais prolongada.

No geral, pode-se observar que a prótese com joelho microprocessado apresenta um número maior de parâmetros com valores iguais entre o membro amputado e o contralateral, cadência, tempo de apoio, fase de balanço, duplo apoio inicial, apoio simples, o que é explicado pela maior capacidade, facilidade e opções de alternativas para regular as características do joelho da prótese em relação ao joelho humano normal, facilitando a adaptação do paciente à prótese.





**Figura 1.** Gráficos que representam a captura cinemática dos segmentos do corpo durante a marcha utilizando o joelho hidráulico monocêntrico (prótese 1)

Fonte: Laboratório de Marcha do Hospital Estadual de Bauru

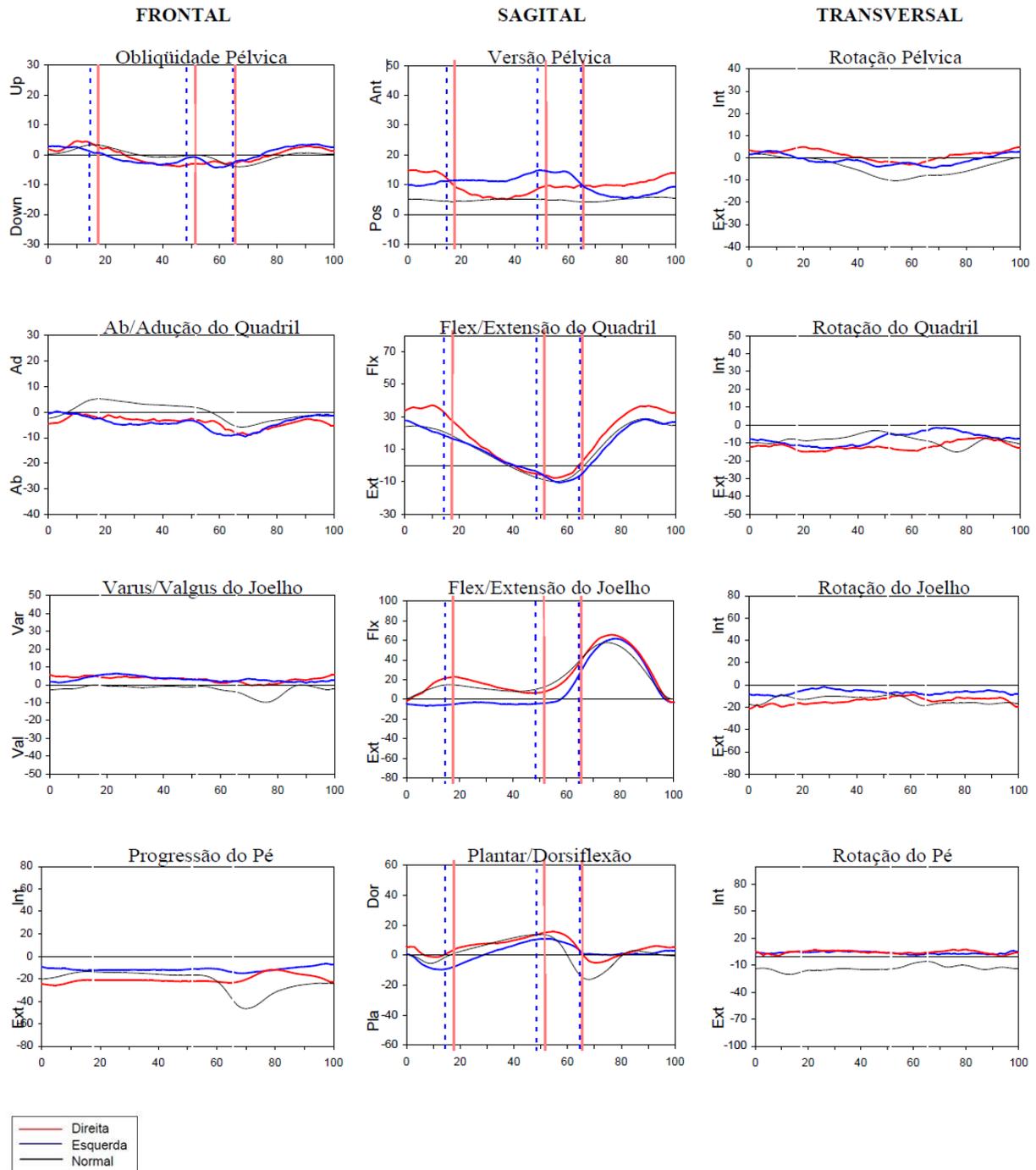
Observando os gráficos da análise cinemática referente ao joelho hidráulico monocêntrico (prótese 1) nota-se que a pelve se desloca dentro do parâmetro normal tanto do lado esquerdo quanto do direito indicando um tamanho adequado da altura da prótese.

No plano sagital é possível observar um deslocamento aumentado na versão pélvica anterior em função do encurtamento do músculo iliopsoas, freqüente em pacientes amputados transfemorais que resulta na pelve em anteroversão. No plano transversal, a rotação pélvica está adequada indicando um padrão normal de dissociação ombro-pélvica.

Nos planos frontal e sagital o deslocamento dos membros inferiores se apresenta normal, a rotação do quadril no plano transversal apresenta uma tendência do membro inferior esquerdo (amputado) ao desvio para rotação interna, que se deve em função do bloqueio determinado pelo encaixe e a falta de rotação axial do joelho protético.

Os padrões do joelho nos três planos estão muito próximos do normal, sem alteração no joelho direito e no esquerdo (protético), pois este acompanha sempre o alinhamento do joelho normal.

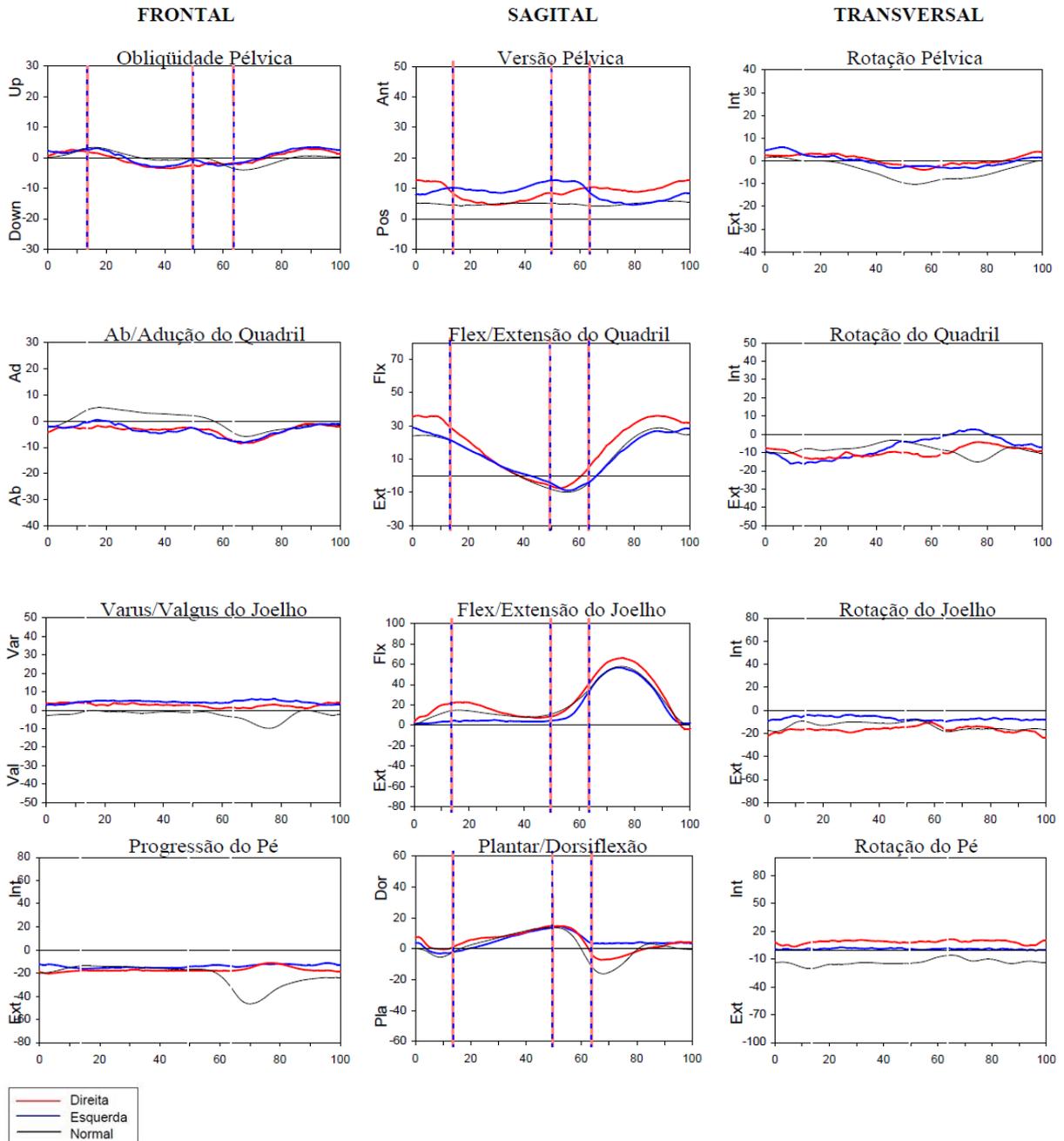
A progressão do pé e a rotação no plano transversal não apresentam alterações e se mantém constante durante todo o percurso, pois o pé protético não apresenta eixo rotacional no plano transversal e o tempo de rolamento em função da amputação é sempre menor que o padrão.



**Figura 2.** Gráficos que representam a captura cinemática dos segmentos do corpo durante a marcha utilizando o joelho hidráulico rotativo (prótese 2)

Fonte: Laboratório de Marcha do Hospital Estadual de Bauru

Observando os gráficos da captura cinemática referente ao joelho hidráulico rotativo (prótese 2), nota-se que as características dos movimentos da pelve, quadril, joelho e pé apresentam-se semelhantes as da prótese 1.



**Figura 3.** Gráficos que representam a captura cinemática dos segmentos do corpo durante a marcha utilizando o joelho microprocessado (prótese 3)  
 Fonte: Laboratório de Marcha do Hospital Estadual de Bauru

Observando os gráficos da captura cinemática referente ao joelho microprocessado (prótese 3), nota-se que as características dos movimentos da pelve, quadril e pé apresentam-se iguais as das próteses 1 e 2.

O joelho foi o único segmento que apresentou as características dos movimentos, nos três planos, mais próximas do padrão normal do que as observadas nas análises dos joelhos 1 e 2.

## **5 CONCLUSÃO**

A avaliação observacional da marcha realizada com os três tipos de joelhos mostrou características muito parecidas. No entanto o joelho microprocessado apresenta um número maior de parâmetros cinemáticos iguais aos da referência, permitindo uma adaptação mais fácil, sendo então, o mais indicado e o que mais se assemelha com a marcha fisiológica quando comparado com os outros dois joelhos, hidráulico rotativo e hidráulico monocêntrico.

Vale ressaltar que a aderência aos equipamentos protéticos está diretamente relacionada às características físicas individuais de cada sujeito. O sujeito deste estudo apresenta um condicionamento físico com características acima dos padrões normais, por ter sido atleta, o que facilitou sua adaptação e determinou parâmetros próximos entre todos os joelhos analisados.

## REFERÊNCIAS

BOCOLINI, F. **Reabilitação - Amputados, Amputações e Próteses**. 2 ed. São Paulo: Robe, 2000.

BOONSTRA, A.M.; SCHRAM, J.M.; EISMA W.H. Gait Analysis of transfemoral amputee patients using prostheses with two different knee joints. **Archives Physical Medicine and Rehabilitation**. Groningen, v. 77, n. 5, p. 515-20, mai/set., 1996. Disponível em: <<http://www.archives-pmr.org/>> Acesso em: 6 de set. 2011.

CARVALHO, J. A. **Amputações de Membros Inferiores em busca da plena Reabilitação**. 2 ed. São Paulo: Manole, 2003.

DIETL, H. et al. The C-Leg – A New System for Fitting of Transfemoral Amputees. **Orthopädie-Technik**. Germany, v. 49, p.197-211, 1998. In: OTTO BOCK. **Internacional C-Leg Studies: Literature Overview**. 3 ed. Disponível em: <http://www.ottobock.com>. Acesso em: 18 de setembro 2011.

HAFNER, B. J. et al. Evaluation of function, performance and preference as transfemoral amputees transition from mechanical to microprocessor control of the prosthetic knee. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 88, p. 207-217, feb. 2007. Disponível em: <<http://www.archives-pmr.org/>> Acesso em: 10 jun. 2011.

INMAN V. T.; RALSTON, H.; TODD, F. A Locomoção Humana. In: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Marcha Humana**. 2 ed. São Paulo: Editora Premier, 1998.

KAHLE, J. T.; HIGHSMITH, M. J.; HUBARD, S. L. Comparison of non-microprocessor knee mechanism versus C-Leg on Prosthesis Evaluation Questionnaire, stumbles, falls, walking tests, stair descent, and knee preference. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, Washington, v. 45, p. 1-14, 2008. In: OTTO BOCK. **Internacional C-Leg Studies: Literature Overview**. 3 ed. Disponível em: <http://www.ottobock.com>. Acesso em: 18 de setembro 2011.

LIANZA, S. **Medicina de Reabilitação** 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995.

NIMMERVOLL, R.; KASTNER, J.; KRISTEN, H. The C-Leg Experience – A Gait Analysis Comparison with Conventional Prosthetic Knee Joints. **Orthopädie-Technik**, Germany, v. 54, p. 562-565, 2003. In: OTTO BOCK. **Internacional C-Leg Studies: Literature Overview**. 3 ed. Disponível em: <http://www.ottobock.com>. Acesso em: 18 de setembro 2011.

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

PERRY, J. **Análise de marcha: marcha normal**. Barueri, SP: Manole, 2005. V. 1.

RAB, G. T. Músculos. In: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Marcha Humana**. 2 ed. São Paulo: Editora Premier, 1998.

RADCLIFFE, C. W. Prótese. In: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Marcha Humana**. 2 ed. São Paulo: Editora Premier, 1998.

SAAD, M.; BATTISTELLA, L. R.; MASIERO, D. Técnicas de análise de marcha. **Acta Fisiátrica**, São Paulo, v. 3(2), p. 23-26, 1996

SCHMALZ, T. ; BLUMENTRITT, S.; JARASCH, R. Performance of various Prosthetic Knee Joints Fitted to Transfemoral Amputees when Walking Down Stairs. **Orthopädie-Technik**, Germany, v. 53, p. 586-592, 2002. In: OTTO BOCK. **Internacional C-Leg Studies: Literature Overview**. 3 ed. Disponível em: <http://www.ottobock.com>. Acesso em: 18 de setembro 2011.

STINUS, H. Biomechanics and Evaluation of the Microprocessor-Controlled Exoprosthetic C-Leg® Knee Joint, **Otto Bock** 2010. Disponível em: <http://www.ottobock.com>. Acesso em: 09 maio 2009.

TONON, S. C.; ALUISIO, O. V. Gait analysis in amputees with different levels of amputation. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, v. 1, n.1, p. 27-31, nov. 2003.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**. 2 ed. Waterloo: Waterloo Biomechanics, 1991.

## ANEXO 1 - Termo de consentimento livre e esclarecido

*Título do Projeto: ANÁLISE COMPARATIVA DA MARCHA DE UM PACIENTE AMPUTADO TRANSFEMORAL UTILIZANDO TRÊS JOELHOS PROTÉTICOS DIFERENTES (ROTATIVO HIDRÁULICO, HIDRÁULICO MONOCÊNTRICO E MICROPROCESSADO)*

*Endereço completo: Rua Rio Branco, 12-27. Centro, Bauru-SP*

*Pesquisador responsável: Prof. Ms Luis Henrique Simionato*

*Local em que será desenvolvida a pesquisa: Bauru*

*Itens:*

*Resumo: Este estudo irá realizar a análise comparativa de um paciente amputado transfemoral utilizando três joelhos protéticos diferentes, um rotativo hidráulico e outro microprocessado.*

- **Riscos e Benefícios:** Este estudo não trará riscos a saúde dos pacientes amputados de membro inferior. Com os resultados da pesquisa espera-se propor novas formas de tratamento para possíveis desconfortos.
- **Custos e Pagamentos:** Não existirá custo para os pacientes que participarem do estudo.
- Confidencialidade

Eu..... entendo que, qualquer informação obtida sobre mim, será confidencial. Eu também entendo que meus registros de pesquisa estão disponíveis para revisão dos pesquisadores. Esclareceram-me que minha identidade não será revelada em nenhuma publicação desta pesquisa; por conseguinte, consinto na publicação para propósitos científicos.

- **Direito de Desistência**

Eu ..... entendo que estou livre para recusar minha participação neste estudo ou para desistir a qualquer momento e que a minha decisão não afetará adversamente meu tratamento na clínica ou causar perda de benefícios para os quais eu poderei ser indicado.

- **Consentimento Voluntário.**

Eu ..... certifico que li ou foi-me lido o texto de consentimento e entendi seu conteúdo. Minha assinatura demonstra que concordei livremente em participar deste estudo.

Assinatura do participante da pesquisa:

.....

Data:.....

Eu certifico que expliquei a(o) Sr.(a)

....., acima, a natureza, propósito, benefícios e possíveis riscos associados à sua participação nesta pesquisa, que respondi todas as questões que me foram feitas e testemunhei assinatura acima.

Assinatura do Pesquisador Responsável:.....

Data:.....