

**Artigo original**

# **Análise comparativa da marcha com três joelhos protéticos diferentes, em amputado transfemoral esquerdo**

## ***Comparative analysis of gait with three different prosthetic knees, in patient with left transfemoral amputation***

Jaqueline Stançani, Ft.\*, Lara Ponce da Silva, Ft.\*, Ana Beatriz de Lima Poloni Teixeira\*\*, Ana Paula do Prado Marques Ferreira\*\*, Cleber Ricardo Cavalheiro\*\*, Luis Henrique Simionato\*\*\*, Geraldo Marco Rosa Junior\*\*\*, Carlos Henrique Fachin Bortoluci\*\*\*

.....  
\*Universidade do Sagrado Coração – USC, Bauru, \*\*Hospital Estadual de Bauru – HEB, \*\*\*Professor do Curso de Fisioterapia da Universidade do Sagrado Coração – USC, Bauru

### **Resumo**

O termo amputação é a retirada 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 incapacitados para sua atividade profissional, como aqueles com sequelas de amputação. Os joelhos protéticos proporcionam estabilidade na fase de apoio e controle na fase de balanço durante a marcha. O objetivo foi analisar comparativamente a marcha em paciente amputado transfemoral esquerdo, utilizando três joelhos protéticos diferentes (hidráulico rotativo, hidráulico monocêntrico e microprocessado). Foram afixados marcadores no paciente pelo posicionamento *Helen Hayes*, depois o mesmo deambulou um trajeto determinado para a captura dos movimentos, com os três joelhos propostos, para análises cinemática e observacional. A avaliação observacional mostrou características da marcha com os três joelhos muito parecidas. Observou-se, na análise cinemática, parâmetros espaços-temporais com valores menores que os referenciais nos três joelhos, pela falta de segurança do indivíduo amputado no joelho protético. O joelho microprocessado apresentou um número maior de parâmetros iguais nos dois membros devido à sua facilidade no alinhamento e regulagem. Concluiu-se que o joelho microprocessado é o mais indicado para este paciente.

**Palavras-chave:** amputados, joelhos protéticos, prótese.

### **Abstract**

The term amputation is the partial or total removal of a limb. The transfemoral amputation refers to amputation performed between the dislocation of the knee and hip. The National Social Security Institute (INSS) professionally rehabilitates disabled beneficiaries, returning to their professional activity, for example, those with sequelae of amputation. The prosthetic knees provide stability in the stance phase and control in the swing phase during gait. The objective was to analyze gait of a patient with left transfemoral amputation using three different prosthetic knees (rotary hydraulic, hydraulic and monocentric microprocessor). Helen Hayes markers set were used, after the patient walked a determined path to capture the movements, with the three knees, so the kinematic and observational analysis could be performed. The evaluation showed observational gait characteristics with the three knees very similar. Was observed in the kinematic analysis parameters of spatiotemporal gait with smaller values than the references in the three knees, in consequence of lack of security of the knee amputation prosthesis. The microprocessor knee showed a larger number of parameters in the two limbs due to ease alignment and adjustment. It was concluded that the microprocessor knee is the most suitable for this patient.

**Key-words:** amputees, prosthetic knee, prosthesis.

## Introdução

Amputação é uma palavra derivada do latim tendo o significado de *ambi* = ao redor de/em torno de e *putatio* = podar/retirar, sendo definida como a retirada, geralmente cirúrgica, total ou parcial de um membro do corpo. Os níveis de amputação são diversos e 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 [1].

A marcha após amputação unilateral do membro inferior é muitas vezes assimétrica, evidenciando fases de balanço e assimetrias no duplo apoio, acompanhada por uma propulsão reduzida em razão da diminuída força de reação do solo gerada pelo pé protético. Normalmente, existe também uma variação entre o comprimento do passo entre o membro protetizado e o contralateral [2].

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. Dentre estes beneficiários estão incluídos os segurados com sequelas de amputação, que 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.

Após o processo cirúrgico (amputação), os segurados são encaminhados pela perícia médica do INSS para avaliação por uma equipe multidisciplinar e esta determina se ele está elegível ou inelegível para volta ao trabalho. Se for avaliado como elegível para voltar ao trabalho ele é direcionado para o programa de protetização e posteriormente é recolocado no mercado de trabalho.

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, por meio do bom posicionamento do paciente no leito (pós-operatório) mantendo a sua amplitude de movimento (ADM) 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 [3]. A fase pré-protetização é essencial para que o paciente consiga se adaptar à prótese com fortalecimento muscular, prevenção e diminuição de deformidades, alongamento, redução do edema e aumento do equilíbrio, indispensáveis para a melhor função do membro protetizado e, conseqüentemente, melhor independência e qualidade de vida [4].

Diversos estudos tem investigado a marcha de amputados transfemoral, e o joelho protético no controle das fases de apoio e balanço. Todos relatam a importância da análise quantitativa e cinemática para melhorar o programa de reabilitação durante a realização do treino de marcha [5].

Atualmente as próteses contribuem para a reabilitação da marcha do amputado e, apesar da evolução dos materiais protéticos, as implicações da força de reação do solo, da aceleração e dos impactos repetidamente aplicados no aparelho locomotor refletem em sobrecarga articular [6].

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. 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 [1].

O Computer Leg (C-Leg) trata-se do primeiro sistema de articulação de joelho hidráulico totalmente controlado 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 [1].

O deslocamento em posição bípede rítmica, aparentemente sem esforço, é um evento contínuo que se constitui em transferir peso de um membro inferior para o outro, com o objetivo de avançar o corpo para frente, como se fossem sucessivos desequilíbrios, que é uma das características determinantes da marcha do ser humano [7].

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, contratatura 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, tornando-se difícil de ser avaliado e quantificado a partir da observação clínica [1].

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 [8].

As próteses atuais contribuem para o aperfeiçoamento da marcha do amputado e, apesar da contribuição cada vez mais positiva dos materiais protéticos, as implicações da força de reação do solo, da aceleração e dos impactos repetidamente aplicados no aparelho locomotor refletem em sobrecarga articular [9].

O objetivo deste trabalho foi analisar comparativamente a marcha de um paciente amputado de membro inferior nível transfemoral utilizando três tipos de joelhos protéticos diferentes, para 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.

## Material e métodos

Este trabalho foi avaliado e aprovado pelo comitê de ética e pesquisa da pró-reitoria de pesquisa e pós-graduação da Universidade Sagrado Coração (USC), protocolo número 211/10.

O sujeito deste trabalho foi um paciente do sexo masculino, 28 anos, amputado transfemoral esquerdo, terço médio, tendo sido protetizado há 10 anos, reabilitado no setor de Reabilitação Profissional – INSS, Bauru. Utiliza prótese transfemoral modular, com encaixe tipo anatômico flexível com reforço externo em fibra de carbono e pé com resposta dinâmica através de lâmina de carbono.

O sujeito foi selecionado para esta pesquisa, pois apresentava a condição ideal de inclusão: que foi ter experiência com os três tipos de joelhos analisados.

Neste estudo foram avaliadas e comparadas as variáveis 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).

## Procedimento

Após a apresentação do projeto e solicitação à gerência do INSS-Bauru para realização deste trabalho, foi apresentado ao paciente o termo de consentimento 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 etapa, de avaliação da marcha, foi discutida e planejada com os profissionais do setor de reabilitação, e também solicitada à 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 habitual com joelho

rotativo hidráulico, na sequência com o joelho hidráulico monocêntrico e a análise final com o joelho microprocessado.

Após o exame físico e antropométrico, foram afixados os 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, na qual através de 8 câmeras digitais Hawk foi realizada a captura dos movimentos para análise cinemática, que avalia as características espaço-temporais da marcha, descrevendo os aspectos quantitativos do padrão do movimento. Por meio de 2 câmeras de vídeo Sony foi realizada a captura das imagens 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, estes sendo obtidos pelo software Motion Analysis, no qual 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.

## Resultados e discussão

### *Análise observacional*

Durante a análise observacional da marcha do paciente, realizada com os três joelhos protéticos diferentes, foi possível observar características e padrões de marcha, comuns aos três, descritos no parágrafo abaixo.

O paciente apresentava marcha independente, com estabilidade no apoio e largura do passo discretamente aumentada. 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 [10].

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 três joelhos, sendo relacionadas com a ocorrência das forças verticais do membro amputado que são aplicadas pelo calcanhar em contato

com a fase de apoio, que ocorre mais cedo no paciente amputado para poder transferir o peso e manter a postura ereta natural [5].

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 anterversão aumentada discretamente durante todo o ciclo, o que é explicado pelo encurtamento do músculo iliopsoas que ocorre com frequência em pacientes amputados transfemorais. Segundo Carvalho [1], 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 anterversão 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 reciprocidade dos membros superiores normal nas três observações realizadas.

### *Análise cinemática*

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

Na observação da Tabela I, 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 no 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 II 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 II, observa-se que o joelho 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

Tabela I

Parâmetros espaço-temporais	Hidráulico monocêntrico		Hidráulico rotativo		Microprocessado		Ref.
	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 II

Parâmetros espaço-temporais	Hidráulico monocêntrico		Hidráulico rotativo		Microprocessado		Ref.
	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

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 pele, e com outros músculos, o início da extensão do quadril [11].

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 [10]. 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, [1,12] 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 tranquila em terrenos irregulares sem atividade dos membros adicionais residual, uma flexão na fase de apoio a fim de

duzir as forças de choque do calcanhar, segurança em escadas e rampas, através do fornecimento das resistências de flexão necessárias. Como também a implantação de características especiais para atividades como dançar e andar de bicicleta [12].

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 consequente 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.

Valores obtidos em estudo mostram que a velocidade de marcha é maior utilizando o joelho microprocessado em comparação a joelhos não-microprocessados [13,14]. Em contrapartida, de acordo com Hafner *et al.* [15], 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 à 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 passe 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 [16] que relatam 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.

Analisando os gráficos da análise cinemática referente aos joelhos hidráulico monocêntrico (prótese 1) e hidráulico rotativo (prótese 2) foi observado 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 há um deslocamento aumentado na versão pélvica anterior em função do encurtamento do músculo iliopsoas, frequente 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 alterações no joelho direito e no esquerdo (protético), pois estes acompanham sempre o alinhamento do joelho normal. Existe uma diferença mínima entre os outros joelhos e o microprocessado, sendo necessárias tarefas mais difíceis e com alterações de velocidades para uma análise biomecânica mais específica [17].

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.

Observando os gráficos da Figura 1, 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 microprocessado 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.

Vale ressaltar que no desenvolvimento da pesquisa, observou-se um número limitado de trabalhos que analisam a marcha comparando diferentes tipos de joelhos e parâmetros para a fixação de eletrodos por meio do sistema de colocação Helen Hayes.

## Conclusão

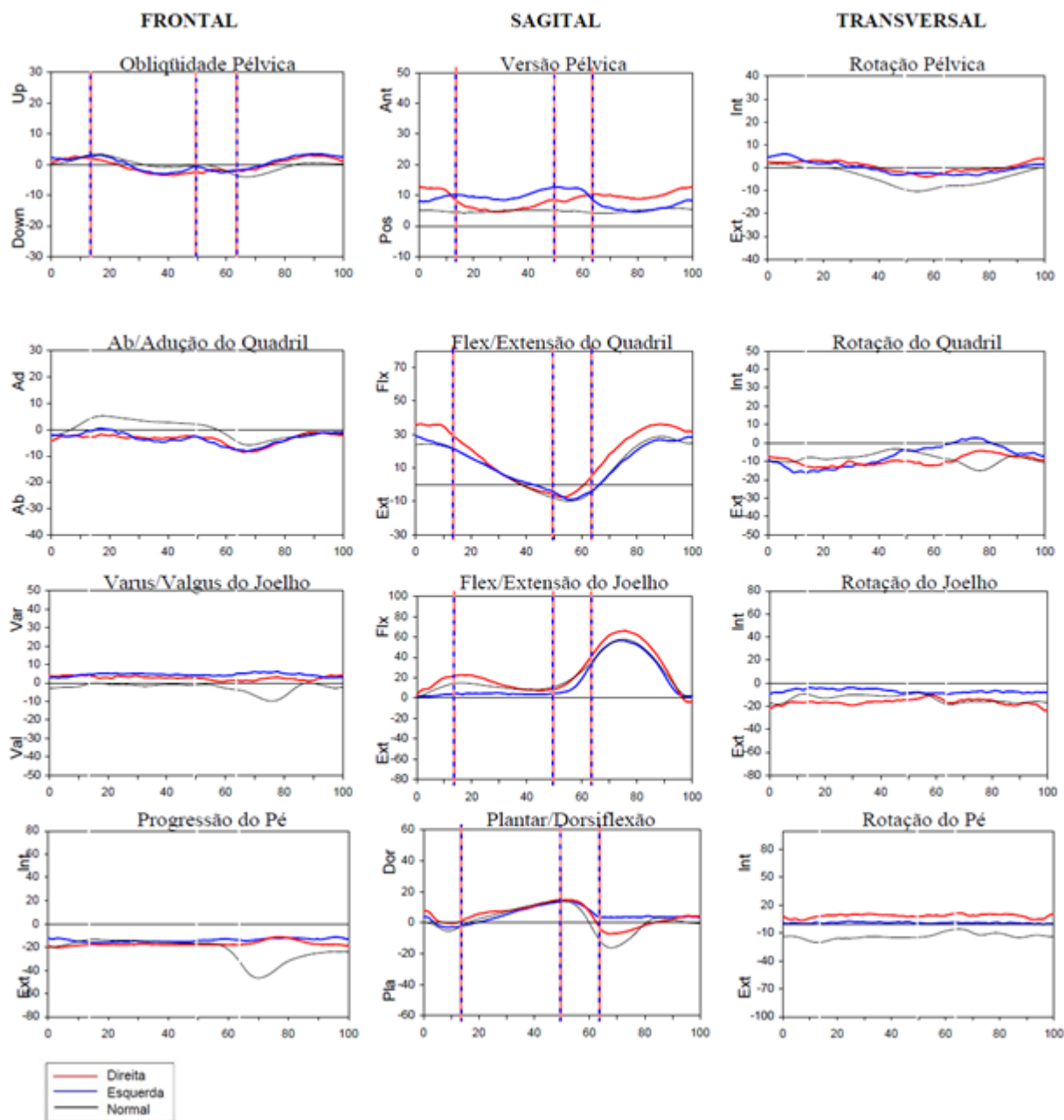
A avaliação observacional da marcha realizada com os três tipos de joelhos mostrou características muito parecidas. No entanto o joelho microprocessado apresenta um número maior de parâmetros cinemáticos iguais aos da referência, permitindo uma adaptação mais fácil, sendo, então, o mais indicado e o 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

1. Carvalho JA. Amputações de membros inferiores em busca da plena reabilitação. São Paulo: Manole; 2005.
2. Roerdink M, Roeles S, Van der Pas SCH, Bosboom O, Beek PJ. Evaluating asymmetry in prosthetic gait with step-length asymmetry alone is flawed. *Gait & Posture* 2012;35:446-51.
3. Tonon SC, Aluisio OV. Gait analysis in amputees with different levels of amputation. *Rev Bras Biomec* 2003;1(1):27-31.
4. Junior PCN, Mello MA, Monnerat E. Tratamento fisioterapêutico na fase pré-protetização em pacientes com amputação unilateral. *Fisioter Bras* 2009;10(4):294-99.
5. Hayashi Y, Tsujiuchi N, Koizumi T, Uno R, I Matsuda Y, Tsuchiya Y et al. Gait motion analysis in the unrestrained condition of trans-femoral amputee with a prosthetic limb. 34th Annual International Conference of the IEEE EMBS, San Diego, California USA, 2012. 28 August - 1 September.
6. Jernberger A. The neuropathic foot. *Prosthet Orthot Int* 1993;17:189-95.
7. Alonso VK, Okaji SS, Pinheiro MT, Ribeiro CM, Souza HP, Santos SS, et al. Análise cinemática da marcha em pacientes hemiparéticos. *Fisio Bras* 2002;55:16-23.

Figura 1



8. Saad M, Battistella LR, Masiero D. Técnicas de análise de marcha. *Acta Fisiátrica* 1996;3(2):23-6.
9. Oliveira TP, Luz SCT, Szucs AP, Andrade MC, Ávila AOV, Tonon JJ, Rosa FJB. Análise do impacto mecânico nas próteses de um sujeito bi-amputado durante a marcha. *Fisioter Pesq* 2011;18(1):11-6.
10. Radcliffe CW. Prótese. In: Rose J, Gamble JG. *Marcha humana*. São Paulo: Premier; 1998.
11. Rab GT. Músculos. In: Rose J, Gamble JG. *Marcha humana*. São Paulo: Premier; 1998.
12. Dietl H, Kaitan R, Pawlik R, Ferrara P. The C-Leg - A new system for fitting of transfemoral amputees. *Orthopädie-Technik* 1998;49:197-11.
13. Kahle JT, Highsmith MJ, Hubbard SL. Comparison of non-microprocessor knee mechanism versus C-Leg on prosthesis evaluation questionnaire, stumbles, falls, walking tests, stair descent, and knee preference. *J Rehabil Res Dev* 2008;45:1-14.
14. Nimmervoll R, Kastner J, Kristen H. The C-Leg Experience - A gait analysis comparison with conventional prosthetic knee joints. *Orthopädie-Technik* 2003;54:562-65.
15. Hafner BJ, Willingham LL, Buell NC, Allyn KJ, Smith DG. Evaluation of function, performance and preference as transfemoral amputees transition from mechanical to microprocessor control of the prosthetic knee. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88:207-17.
16. Boonstra AM, Schram JM, Eisma WH. Gait Analysis of transfemoral amputee patients using prostheses with two different knee joints. *Arch Phys Med Rehabil* 1996;77(5):515-20.
17. Ava D, Segal MS, Michael S, Orendurff MS, Glenn K, Martin L, et al. Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg® and Mauch SNS® prosthetic knees. *J Rehabil Res Dev* 2006;43(7):857-70.