

INTRODUÇÃO

A análise clínica da marcha envolve a medida dos parâmetros biodinâmicos, a compilação dos dados, a interpretação das informações, a identificação das alterações do padrão de marcha normal e auxilia na recomendação e indicação das alternativas de tratamento. É preciso compreender os mecanismos normais da marcha normal para avaliar suas alterações. Muitos e conhecidos autores escreveram sobre a marcha humana normal, destacando-se Inman (1981) e Sutherland (1980, 1984, 1988).

O avanço da ciência contribuiu de forma notável para que a avaliação da marcha pudesse ser cada vez mais precisa e clara. Com o avanço da cinematografia, os movimentos puderam ser fotografados e avaliados *a posteriori*, ampliando a capacidade de análise do observador. Muybridge (1879) capturou os padrões cinemáticos da marcha humana e animal e posteriormente se introduziu a análise multiplanar da marcha.

No século XX, a instrumentação da cinemática evoluiu da filmadora comum (análise com régua e transferidor da imagem) até os sofisticados sistemas de lentes com

sensores para luz infravermelha que permitem avaliar os dados cinemáticos em tempo real.

O melhor entendimento da cinética da marcha só foi possível com o desenvolvimento de dispositivos e plataformas de força (balanças) que medissem a força aplicada pelos pés no solo. Amar (1916) foi um dos precursores desta avaliação. Na segunda metade do século XX, começou a se utilizar recursos computacionais para avaliar e medir as forças de reação do solo (vertical, ântero-posterior e látero-lateral) melhorando o entendimento de toda a cinética da marcha normal.

A atividade elétrica muscular, durante a marcha, pode ser medida com o uso de eletrodos e esta informação foi integrada à avaliação cinemática, ampliando ainda mais o entendimento da marcha normal, principalmente na fase de balanço.

Atualmente, a análise de marcha é muito utilizada nos laboratórios de biomecânica especializados. Os dados da cinemática tridimensional são obtidos por meio de câmeras infravermelhas sincronizadas. A força de reação ao solo é medida por plataformas de força. A atividade muscular é capturada por um sistema de eletromiografia de agulha ou superfície. A força, torque e potência articular avaliados e calculados em combinação com os dados da avaliação cinemática e características antropométricas individuais são utilizados para descrever a marcha.

Muitos pacientes podem ser beneficiados pela análise de marcha instrumentada, dentre os quais se destacam: portadores de paralisia cerebral, traumatismo crânio-encefálico, doenças neuromusculares, lesões medulares traumáticas, congênitas e amputações dos membros inferiores. A análise instrumentada da marcha é utilizada para auxiliar uma indicação cirúrgica, programas de fisioterapia, uso de bloqueios neuromusculares periféricos, indicação e adequação de órteses e próteses. Craik e Oatis (1995) referem que aproximadamente 70% dos pacientes que sobrevivem a um acidente vascular cerebral retomam a sua capacidade de deambular. A marcha hemiparética é descrita como sendo lenta, laboriosa e abrupta. Estas alterações são devidas ao déficit na percepção-cognição, força e tônus muscular, controle motor, mobilidade articular e equilíbrio (Mizrahi et. al. 1982). Uma das articulações mais estudadas é o joelho e suas principais alterações ao longo do ciclo de marcha (Knutsson e Richards, 1979; Knutsson, 1981; Lehmann et. al., 1987; Burdett et. al., 1988; Cozean, Pease e Hubbell, 1988 e Intiso et. al. 1994), bem como a influência da velocidade de marcha nos padrões de mobilidade da articulação (Olney et. al. 1991).

O objetivo deste estudo foi avaliar as variáveis encontradas na cinemática angular da articulação do joelho e descrever as alterações encontradas na marcha hemiparética oriunda de acidente vascular cerebral.

*†

* UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO. Faculdade de medicina. Serviço de biblioteca e Documentação. **Estrutura e apresentação de dissertações e teses**. Elaborado por Anneliese Carneiro cunha. São Paulo, Serviço de Biblioteca e Documentação, 1996.

† SOCIEDADE BRASILEIRA DE ANATOMIA. **Terminologia anatômica**. 1ª ed. Manole. São Paulo-SP, 2001.

REVIÃO DA LITERATURA

1. MARCHA NORMAL

Marcha é uma seqüência repetitiva de movimentos dos membros inferiores que move o corpo para frente enquanto simultaneamente mantém a estabilidade no apoio. Na marcha um membro atua como um suporte móvel, em contato com o solo enquanto o membro contralateral avança no ar, o conjunto de movimentos corporais se repetem de forma cíclica e os membros invertem os seus papéis a cada passo. (Perry,1992).

A seqüência simples do apoio e avanço de um único membro é denominada ciclo de marcha. O ciclo então é o período compreendido entre o primeiro contato do pé com o solo até o próximo contato deste mesmo pé com o solo. O ciclo de marcha é dividido em duas fases: apoio - pé encontra-se em contato com o solo e balanço - pé é elevado do solo para o avanço do membro. (Perry,1992).

A fase de apoio é subdividida em três períodos, segundo Rose e Gamble (1998):

- Duplo apoio inicial (primeiro duplo apoio) - início da fase de apoio com os dois pés no solo. Nesta fase ocorre o toque do pé no solo até o desprendimento do pé oposto. Corresponde de 0% do ciclo da marcha.
- Apoio simples - um único membro deve suportar todo o peso corporal que avança sobre o pé que está apoiado no solo (Rose e Gamble 1998).
- Duplo apoio final (segundo duplo apoio) - toque do pé oposto no solo até o final da fase de apoio. Corresponde a 100% da fase de apoio.

As durações das fases e períodos do ciclo de marcha variam de acordo com a velocidade. Na velocidade 130 centímetros por segundo, (padrão de normalidade em uma marcha madura), a fase de apoio compreende 62% do ciclo e a fase de balanço 38% do ciclo. Considera-se que dentro da fase de apoio cada período de duplo apoio compreende 12% e o apoio simples é de 38% (Perry, 1992; Rose e Gamble 1998). Segundo os mesmos autores quanto maior a velocidade da marcha, menor são os períodos de duplo apoio e maior o período de apoio simples. Quando os períodos de duplo apoio desaparecem e são substituídos por breves períodos em que ambos os pés estão fora do solo, períodos de duplo balanço, a marcha passa a ser corrida. (Perry, 1992; Rose e Gamble 1998).

No primeiro duplo apoio ocorrem dois eventos importantes. O exato momento em que o pé toca o solo é chamado de contato inicial (0 a 2% do ciclo). O contato inicial é prontamente seguido pelo que denominamos de resposta à carga que se prolonga até o desprendimento do pé oposto do solo (0 a 10% do ciclo). Estes dois eventos têm como

objetivo: absorção do choque e estabilidade para a recepção do peso corporal, pois a transferência de carga de um membro inferior para o outro, ocorre de forma muito rápida e cerca de 95% do peso corporal é transferido para o membro que inicia a fase de apoio em dois centésimos de segundo (Perry, 1992; Rose e Gamble 1998). O objetivo do primeiro período da fase de apoio é a aceitação da carga e do segundo período é garantir continuidade do deslocamento anterior do corpo sobre o pé apoiado. O médio apoio (10 a 30% do ciclo) tem início com a saída do pé contralateral do solo e continua até que o peso corporal esteja exatamente sobre a região anterior do pé apoiado. O apoio terminal (30 a 50% do ciclo) tem início com a elevação do calcanhar do pé apoiado e se estende até o contato inicial do pé oposto (Perry, 1992; Rose e Gamble 1998).

No segundo duplo apoio ocorre o evento pré-balanço (50 a 60% do ciclo), que se inicia com o contato inicial do pé oposto e se estende até o desprendimento do pé apoiado. Neste período, ocorre a diminuição brusca da carga do membro apoiado e sua preparação para a fase de balanço (Perry, 1992; Rose e Gamble 1998).

A fase de balanço é dividida três eventos:

- Balanço inicial (60 a 73% do ciclo) tem início quando o pé é desprendido do solo e se prolonga até quando o pé em balanço se encontra em oposição ao pé em apoio.
- Balanço médio (73 a 87% do ciclo) inicia com o pé em balanço exatamente oposto ao pé em apoio e termina com o membro inferior em balanço à frente do membro inferior em apoio com tibia verticalizada em relação ao solo.

Observação: o balanço inicial e médio objetivam o avanço do membro inferior e a liberação do pé do solo (Perry, 1992; Rose e Gamble 1998).

- Balanço terminal (87 a 100% do ciclo), tem início com a tíbia verticalizada em relação ao solo e continua até o novo contato inicial.

Neste momento, o avanço do membro é completado, com o movimento anterior da perna em relação à coxa para a conclusão da progressão do membro e preparação para se iniciar um novo ciclo de marcha (Perry, 1992; Rose e Gamble 1998). A descrição da marcha, sempre se refere aos acontecimentos que ocorrem dentro destes períodos específicos de um único ciclo, supondo-se que os ciclos sucessivos são todos semelhantes.

A cinemática da articulação do joelho apresenta quatro momentos que são alternados em dois períodos de flexão e dois períodos de extensão (FIGURA 1) (Gage, 1991; Perry, 1992; Moraes Filho et. al. (2003); Lucareli (2003).

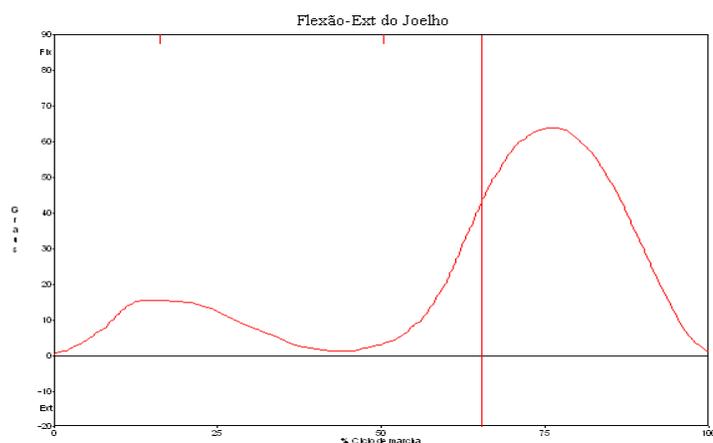


Figura 1 – Gráfico da cinemática normal do joelho, o eixo de X corresponde ao ciclo de marcha e o eixo de Y a posição angular da articulação em graus.

No contato inicial o joelho é fletido em cinco graus. Para Perry (1992) pode ocorrer uma variação na posição do joelho entre a extensão de menos dois graus até a flexão de cinco graus. Seqüencialmente, o joelho começa a flexionar até aproximadamente 15°. Esta flexão do joelho é controlada pela contração excêntrica do quadríceps (Newmann 2002), principalmente pelos vastos medial, lateral e intermédio (Gage 1991, Perry 1992). Este evento absorve o choque e recebe a carga do peso corporal que progressivamente é transferida para este membro.

Após a flexão inicial, o joelho estende completamente durante o apoio simples (Gage 1991), podendo variar entre pequenos graus de flexão (Perry 1992; Moraes Filho et. al.) até pequenos graus de hiperextensão (Lucareli, 2003). A extensão ocorre porque o vetor da força de reação ao solo passa à frente da articulação gerando um momento extensor externo, o que faz com que ocorra a extensão até que ligamentos e cápsula articular restrinjam o movimento (Rose e Gamble 1998).

A segunda curva de flexão do joelho se inicia no final do apoio terminal devido ao movimento simultâneo de flexão plantar e flexão do quadril auxiliado pela contração do músculo poplíteo (Rose e Gamble, 1998). A posição de 40° de flexão é alcançada e mantida até o final do pré-balanço (Perry, 1992). O joelho continua a flexionar-se na mesma velocidade por todo o balanço inicial. A posição final de 60° é a flexão máxima que o joelho alcança em todo o ciclo de marcha (Gage 1991; Perry 1992; Neumann 2002). É possível haver variações para mais ou para menos (Moraes Filho et. al. 2003; Lucareli 2003, Perry 1992).

Ocorre uma pausa momentânea no balanço médio, após a qual o joelho começa a se estender tão rapidamente quanto foi feita a flexão na fase anterior. Neste evento não há contração muscular envolvendo a articulação e o joelho se comporta como um pêndulo e a extensão ocorrem passivamente (Gage, 1991; Perry, 1992; Rose e Gamble 1998). Metade do percurso em direção à extensão máxima ocorre durante o balanço médio. A extensão continua no balanço terminal até alcançar a extensão máxima. Esta extensão também varia em torno de cinco graus e é realizada pela contração excêntrica da musculatura flexora do joelho (ação de frenagem do movimento de flexão) e da musculatura extensora que auxilia o pré-posicionamento do pé e joelho no contato inicial (Gage 1991).

2. MARCHA NAS HEMIPLEGIAS

Segundo Perry (1969), o paciente hemiplégico que possui um bom padrão flexor e extensor é capaz de satisfazer os requisitos básicos da progressão anterior durante a marcha. Entretanto, a suavidade normal do movimento só é possível com bom controle seletivo. Conseqüentemente, o mecanismo de absorção de choque (resposta à carga) não é possível para o paciente que é dependente de padrões de resposta motora; da mesma maneira, a resposta do músculo sóleo para estabilizar o joelho durante a resposta à carga será excessiva durante o apoio médio e tenderá a obstruir o avanço sobre o pé estacionário.

Pacientes que tem sensibilidade proprioceptiva preservada podem substituir este déficit pela limitação da dorsiflexão do tornozelo e hiperextensão passiva do joelho. Podem, também, evitar a demanda de dorsiflexão do tornozelo pela troca rápida do pé de apoio, fazendo com que o passo da extremidade normal seja menor que o passo do membro hemiplégico, com obstrução do avanço do membro pelo padrão de movimento realizado, pois não ocorre relaxamento da extensão do joelho durante a flexão do quadril e joelho. Há perda de parte da flexão do quadril necessária pelo aumento da extensão do joelho e o comprimento do passo é diminuído pela perda de flexão do quadril (Perry, 1969). Perry (1969) refere que o joelho suporta aproximadamente 15 graus de flexão e realiza a extensão completa para alcançar a posição ereta para minimizar a excursão vertical do corpo de um pé para o outro e reduzir o consumo energético.

Knutsson e Richards (1979) avaliaram o padrão de ativação muscular por meio de eletromiografia e a amplitude de movimento das articulações do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital com luz intermitente e fotografia em 26 pacientes com hemiparesia. Segundo os autores, a capacidade de deambulação variou muito entre os pacientes, mas concluíram que estes pacientes têm diminuição da flexão do joelho durante o contato inicial e balanço e três padrões distintos de atividade muscular:

- tipo I - atividade prematura dos músculos flexores plantares durante a fase de apoio;
- tipo II - dois ou mais músculos sem atividade muscular ou atividade muito baixa;
- tipo III - padrão de ativação complexa e incompreendida.

Walters et. al. (1979), avaliaram a eficácia da tenotomia de uma ou duas cabeças do músculo quadríceps em pacientes com hemiparesia e limitação da flexão do joelho baseado na atividade eletromiográfica deste músculo durante a fase de balanço da marcha. O aumento da flexão do joelho foi em média 20° no grupo de 8 pessoas que foram submetidos a tenotomia do músculo reto femoral individualmente ou em conjunto com o músculo vasto intermédio e apresentaram atividade eletromiográfica no pré-balanço e balanço inicial nas porções liberadas. A flexão do joelho aumentou oito graus nos cinco pacientes que apresentaram atividade elétrica em apenas uma das cabeças do músculo quadríceps e não foram tratados cirurgicamente. Não houve aumento da flexão em oito pacientes que apresentaram atividade eletromiográfica em duas ou mais cabeças e não foram tratados cirurgicamente.

Knutsson (1981) em estudo que revisou o controle da marcha na hemiparesia por meio de eletromiografia relatou novamente a existência de três grupos de disfunção apresentada por hemiparéticos durante a marcha. Estes grupos eram caracterizados por exagerada ou nenhuma resposta reflexa exagerada; ausência ou diminuição dos padrões centrais de atividade muscular ou co-ativação anormal de vários grupos musculares.

Lehmann et. al. (1987) analisaram a cinemática de sete pacientes com hemiparesia e compararam com o mesmo número de pessoas normais ambas andando com e sem o uso de órteses tornozelo-pé. Dentre os achados os autores encontraram excessiva extensão do joelho no apoio e limitação da flexão do joelho no balanço o que levava ao

movimento compensatório de circundução do membro para liberar o mesmo para o balanço. Ao fazer uso das órteses notou-se melhora apenas no aumento da velocidade da marcha e no tempo de sustentação do membro acometido no apoio.

Mizrahi et. al. (1982) avaliaram os parâmetros tempo de apoio, tempo de duplo apoio, largura do passo, velocidade, simetria dos tempo de apoio e simetria das distância encontradas em 20 pacientes com hemiparesia em fase inicial ao acidente vascular cerebral e após o período de 8 semanas. A variação de cada parâmetro durante o período de seguimento foi correlacionada com a evolução clínica da marcha. Os autores relatam que houve correlação entre a avaliação clínica e os parâmetros avaliados e salientaram que os parâmetros avaliados é um método mais objetivo e qualitativo para avaliar a evolução da deambulação.

Malezic et. al. (1987) avaliaram a eficácia terapêutica da estimulação elétrica durante a marcha em 10 pacientes com hemiparesia por meio de análise cinemática, cinética e eletromiográfica da marcha. Os resultados antes da atuação terapêutica mostraram que a articulação do joelho da população avaliada encontrava-se em excessiva extensão e que prejudicavam a flexão adequada no balanço. Foi possível concluir que após 2,6 meses de terapia intensa houve melhora do comprimento do passo e da velocidade da marcha do grupo estimulado.

Winters, Gage e Hicks (1987), descreveram quadro padrões de marcha baseados na avaliação de 46 pacientes portadores de paralisia cerebral do tipo hemiparesia espástica através de análise cinemática do plano sagital. Depois de realizada a análise dos dados,

foi definido como grupo I os pacientes que apresentavam o pé caído durante o balanço; o grupo II os pacientes que apresentavam pé caído no balanço e equino no apoio; o grupo três apresentavam os mesmos achados do grupo II e restrição de movimento na articulação do joelho; e, o grupo IV, deformidade do quadril além das já apresentadas pelo grupo III.

Shiavi, Bugle e Limbird (1987), avaliaram o sinal eletromiográfico dos músculos dos membros inferiores de 12 pacientes com hemiparesia. Os dados foram coletados inicialmente na fase aguda e posteriormente na fase crônica e comparados com dados de pessoas sem alteração no padrão de marcha. Os resultados foram divididos em três grupos que levou em consideração o padrão de sinergismo visíveis na eletromiografia. Quando comparados ao período crônico os autores relatam que nenhum dos grupos obteve padrão sinérgico compatível ao do grupo controle.

Cozean, Pease e Hubbell (1988), avaliaram a eficácia do uso de sistema de retro-alimentação e estimulação elétrica funcional para o tratamento da marcha em 32 pacientes com hemiplegia causada por acidente vascular encefálico. Os pacientes foram divididos em 3 grupos e submetidos à terapia com sistema de retro-alimentação e estimulação elétrica funcional e sistema de retro-alimentação e estimulação elétrica funcional respectivamente. Todos os pacientes foram avaliados duas vezes por semana por meio de análise quantitativa da marcha. Os resultados demonstraram melhora da cinemática da articulação do joelho e tornozelo no plano sagital ($P= 0.05$ e $P = 0.02$),

respectivamente. A velocidade da marcha, tempo do ciclo e simetria também mostrou melhora após a terapia combinada.

Sutherland, Santi e Abel (1990), avaliaram a eficácia da transferência do músculo reto femoral no tratamento da marcha com o joelho rígido. Dois grupos foram avaliados: o grupo 1 que continha 12 pacientes foram submetidos a transferência proximal do reto femoral e o grupo 2 com 10 pacientes à transferência distal. Os resultados demonstraram aumento do pico de flexão do joelho em ambos os procedimentos, sendo que nos pacientes que foram submetidos à transferência distal houve melhora significativamente maior que nos submetidos ao procedimento proximal.

Olney et. al.(1991), realizaram análise biomecânica dos padrões de trabalho e potência envolvidos na natureza dos déficits da marcha. O estudo teve como objetivo descrever as características das variáveis trabalho e potência relacionadas à velocidade auto selecionada na marcha de pacientes hemiparéticos. Foram avaliados 30 pacientes usando análise cinematográfica bidimensional e plataforma de força. Os resultados sugerem que 40% do trabalho positivo que a marcha hemiparética requer é oriunda dos músculos do hemicorpo afetado e os músculos flexores plantares, flexores do quadril e extensores do quadril são os mais solicitados.

Kerrigan, Gronley e Perry (1991), avaliaram o tempo de atividade muscular em oito grupos musculares de 23 pacientes hemiparéticos e marcha com joelho rígido por meio de eletromiografia dinâmica durante o ciclo de marcha. Atividade inapropriada de pelo

menos um dos músculos do quadríceps durante o pré-balanço ou balanço inicial foi encontrada em todos os pacientes. Nove pacientes apresentaram atividade dos isquiotibiais durante o pré-balanço e quando comparado estes 9 pacientes com os 14 restantes foi notado que o grupo de 9 pacientes apresentou menor velocidade e comprimento do passo menor que o grupo restante ($P < 0,05$). Não houve correlação entre a atividade do músculo bíceps cabeça curta com o pico de flexão do joelho no balanço. Retardo no momento de desprendimento do retropé do solo foi encontrado em 21 pacientes e sugeriu insuficiência dos músculos flexores plantares, principalmente porque apresentou correlação ($P < 0,05$) com os pacientes que apresentavam pico de flexão do joelho limitado no balanço.

Morris et. al. (1992), avaliaram a eficácia do feedback com eletrogoniometria associado a fisioterapia no tratamento do joelho recurvatum em pacientes com acidente vascular encefálico. Foram submetidos ao tratamento 26 pacientes que foram divididos em 2 grupos. O grupo 1 foi submetido ao tratamento com feedback e eletrogoniometria e o grupo 2 à fisioterapia. Após este período de tratamento ambos os grupos foram submetidos somente à fisioterapia. O grupo que recebeu feedback e fisioterapia apresentou redução estatisticamente significativa ($U = 40, p = 0.011$) da hiperextensão do joelho.

Intiso et. al. (1994), realizaram análise computadorizada da marcha para avaliar a eficácia do sistema de retro-alimentação eletromiográfico comparado a fisioterapia em pacientes com hemiparesia e pé caído. Dentre os resultados encontrados foi citado que o

pico de flexão do joelho encontrava-se limitado no contato inicial e no balanço inicial. Os resultados também demonstraram por meio da análise de marcha melhora do pé caído durante o balanço ($P < 0,02$) no grupo que utilizou sistema de retro-alimentação concluindo que o mesmo pode melhorar a força muscular nestes pacientes.

Olney, Griffin e McBride (1994), utilizaram estatística de regressão linear múltipla para avaliar a relação entre as variáveis temporais, cinemáticas e cinéticas da marcha em pacientes hemiparéticos em alta velocidade. Os resultados demonstraram correlação significativa para as variáveis extensão máxima do quadril e o máximo momento flexor do quadril no lado acometido, e, a máxima potência dos tornozelos e quadris em ambos os lados. Foram identificadas as variáveis que mais predizem a velocidade do passo e para o lado acometido foi detectado o momento flexor do quadril, a amplitude do momento do tornozelo e joelho e a proporção de apoio duplo. O estudo conclui que 92% das variações de velocidade da marcha relacionados ao lado hemiparético possui correlação com a potencia máxima gerada pelo tornozelo no pré-balanço e pela potência máxima gerada pelo quadril no mesmo instante.

Kerrigan, Deming e Holden (1996), avaliaram 41 pacientes com lesão neurológica e hiperextensão do joelho durante a marcha e um grupo controle com 46 voluntários. Os autores avaliaram a variável pico do torque extensor do joelho durante o apoio. Os resultados mostraram que o pico do torque extensor é maior e a velocidade da marcha menor nos pacientes com hiperextensão do joelho e que há pobre correlação com o

ângulo de hiperextensão, isto é possível apenas quando o mesmo é $\leq 4^\circ$ (coeficiente 0,061, $P < 0,001$).

Olney e Richards (1996), revisaram o padrão biomecânico que caracteriza a marcha em pacientes com seqüela de hemiparesia oriunda de acidente vascular encefálico. Foi demonstrado que a velocidade da marcha está reduzida e a fase de apoio está aumentada no lado parético. Há variações na amplitude de movimento das articulações no contato inicial e redução na fase de balanço. Os padrões eletromiográficos podem ser submetidos a métodos de classificação e caracterizar esta população. Os momentos articulares demonstraram variabilidade, mas demonstram aumento do momento flexor do quadril no apoio terminal e está relacionado à velocidade da marcha. Os grupos musculares do lado afetado despendem 60% do trabalho necessário para manter a velocidade da marcha. Por fim relatam haver alguns clássicos desvios da marcha que são particularmente reconhecidos e que levam a prejuízos e adaptações biomecânicas identificáveis.

Kepple, Siegel e Stanhope (1997), desenvolveram um método para estimar a relativa contribuição dos momentos articulares para a progressão e suporte do corpo durante a marcha em 5 pessoas normais. Os resultados demonstraram que a progressão durante a fase de apoio é produzida primariamente pelos flexores plantares e assistida pelos extensores do joelho, suporte de peso é produzido pelos flexores plantares quando em apoio simples e pelos flexores plantares, extensores do joelho e extensores do quadril quando em apoio duplo.

Kerrigan, Roth e Riley (1998), utilizaram um modelo dinâmico baseado na dinâmica dos corpos rígidos e analisaram 5 pacientes com hemiparesia causada por acidente vascular encefálico. Os autores realizaram análise tridimensional da marcha e posteriormente o modelo dinâmico para simular torques articulares nas articulações dos membros inferiores durante a fase de balanço da marcha. Os dados encontrados mostram uma forte tendência a alterações na articulação do joelho quando atribuído torques às articulações do quadril e joelho.

Riley e Kerrigan (1998), estudaram a influência do músculo reto femoral e dos isquiotibiais em pacientes que andavam com limitação da flexão do joelho durante a fase de balanço da marcha, ou seja, joelho rígido. Foram avaliados 10 pacientes com hemiparesia e joelho rígido devido à seqüela de acidente vascular encefálico. Para cada membro acometido foi desenvolvido um modelo biomecânico e o comprimento dos tendões e dos músculos foram estimados. Os autores fazendo uso do modelo biomecânico simularam diferentes torques nas articulações do quadril e joelho com o intuito de determinar a sensibilidade da flexão máxima do joelho durante a fase de balanço. Os resultados demonstraram que torques gerados na flexão do quadril e extensão do joelho influenciam a articulação do joelho, mas, foi notado que a maior influência destes músculos quando estimulados ocorrem na articulação do joelho. A ação do reto femoral e dos isquiotibiais é maior no joelho, entretanto, sua ação quando é sobre o quadril se opõem às da articulação do joelho.

Riley e Kerrigan (1999), propuseram um método para determinar a relativa contribuição das articulações do quadril, joelho e tornozelo na marcha de pacientes com joelho rígido. Os autores avaliaram 10 pacientes com quadro seqüela de hemiparesia causado por acidente vascular encefálico e 10 pessoas sem alterações do padrão de marcha. Foi utilizado um modelo biomecânico específico para induzir aceleração nas articulações estudadas. Os resultados demonstraram que durante a marcha com o joelho rígido há alterações nas articulações do quadril, joelho e tornozelo; e não apenas no joelho como se acreditava.

Kerrigan et. al. (2000), avaliaram a marcha de 23 pacientes com hemiparesia e padrão de joelho rígido e 23 pessoas sadias por meio de análise tridimensional computadorizada da marcha. O objetivo do trabalho foi definir e encontrar a causa da elevação ipsilateral da pelve e a circundução do quadril como mecanismos compensatórios para a marcha com o joelho rígido. Os autores definem, portanto, que a elevação ipsilateral da pelve é um problema que ocorre no plano coronal e que pode ou não vir acompanhada de abdução do quadril; enquanto que a circundução é o aumento do ângulo da perna em relação a pelve no plano coronal também durante o balanço médio sem que ocorra elevação pélvica. Ambos são utilizados como mecanismos compensatórios para os pacientes com joelho rígido.

Kerrigan et. al. (2001), realizaram análise tridimensional da marcha em pessoas sem alterações de marcha deambulando na ponta dos pés e deambulando normalmente para verificar se o andar na ponta dos pés pode levar a diminuição do pico de flexão do

joelho no apoio. O andar na ponta dos pés reduziu de maneira significativa a flexão do joelho durante a fase de balanço da marcha quando comparado ao andar normal ($P < 0,00001$), demonstrando que alterações ao nível dos tornozelos pode também influenciar a marcha com o joelho rígido.

Kerrigan, Karvosky e Riley (2001), estudaram a influencia da análise cinética da marcha em 20 pacientes com hemiplegia causada por acidente vascular encefálico e marcha com o joelho rígido e compararam com 20 pessoas normais. Os autores encontraram variabilidade na geração e absorção de potência nas articulações do quadril, joelho e tornozelo e esta foi consideravelmente maior que a encontrada no grupo controle. Os autores ressaltam que o estudo demonstra haver múltiplas causas relacionadas à redução do pico de flexão do joelho durante o balanço.

MATERIAIS E MÉTODOS

Casuística

Participaram deste estudo 66 pacientes adultos de ambos os sexos. A idade média foi de $45,4 \pm 8,5$ anos (31- 60). 33 pacientes eram do sexo feminino e 33 do sexo masculino. O peso foi de $67,6 \pm 15,9$ kg (43,9-110) e a altura de $161,3 \pm 9,7$ cm (136-189).

Critérios de inclusão

Diagnóstico de seqüela de acidente vascular cerebral isquêmico com hemiparesia direita e esquerda com predomínio braquial, ter pelo menos 12 meses de lesão, ser deambulador comunitário, não necessitar de meios auxiliares para marcha, ser capaz de andar descalço e não ter sido submetido a procedimentos cirúrgicos ortopédicos anteriormente.

Todos os sujeitos do estudo tinham indicação clínica para avaliação tridimensional da marcha e foram encaminhados ao laboratório através de solicitação médica. Quando preenchiam os critérios de inclusão acima, solicitou-se aos pacientes permissão para a

utilização do laudo final de seu exame nesta pesquisa e a assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo A).

Metodologia de coleta

Local da Coleta

A coleta foi realizada no Laboratório de Marcha da Associação de Assistência a Criança Deficiente – AACD da cidade de São Paulo.

Materiais e Equipamentos

- Protocolo clínico: anamnese, critérios de inclusão e dados antropométricos (Anexo B)
- Balança antropométrica
- Paquímetro
- Régua
- Fita adesiva dupla face e caneta dermográfica
- Esferas de poliestireno de 25 cm
- Fita adesiva revestida de esferas microscópicas de vidro
- Sistema Vicon 370 - Oxford Metrics Limited – com 6 câmeras CCD com espectro de resposta sensível ao infravermelho (450 nm de pico)
- Computador com placa AT386-SX 40 MHz - Oxford Metrics Limited – “Datastation” (computador que armazena os dados coletados)

- Computador Pentium III – Workstation – (computador que edita e analisa os dados coletados)
- Software VCM-370 (Vicon Clinical Manager)

Dados Antropométricos, Identificação e Exame Preliminar

Cada indivíduo foi avaliado através de um protocolo clínico: identificação, idade, procedência, tipo de marcha e utilização de órteses para avaliar critérios de inclusão.

Após a anamnese os indivíduos foram submetidos ao protocolo de mensurações antropométricas solicitadas pelo sistema Vicon para a realização do exame tridimensional de marcha, composto de altura, peso, distancia entre as espinhas ilíacas ântero-superiores, comprimento dos membros inferiores, diâmetro dos joelhos e tornozelos e mensuração da torção tibial.

Cinemática Tridimensional da Marcha

Para a captação da análise cinemática, o sistema Vicon 370 emprega quatro componentes: refletor, emissor, e receptor.

- Refletores, chamados de marcadores, são colocados na pele do paciente em pontos determinados. Os marcadores ou refletores são esferas de poliestireno cobertas por uma fita adesiva revestida de micro esferas de vidro. Estes marcadores são dispostos em forma co-planar e um sistema fixo de coordenadas pré-estabelecidas do laboratório de marcha é o parâmetro de comparação (FIGURA 2).



Figura 2 – Marcador retro reflexivo.

- O Sistema Vicon utiliza um sistema de visualização composto por câmeras com emissores de luz infravermelha, que serão refletidos nos marcadores previamente colocados sobre a pele do paciente. O emissor de infravermelho, incluído nas câmeras, possui 150 LEDs (escrever por extenso ou nas abreviaturas) que circundam a lente da câmera. Os LEDs, que emitem a luz infravermelha, são do tipo GaA1A. O formato esférico dos marcadores permite que a luz seja refletida em todas as direções, desde que esteja no campo de visão do conjunto de câmeras (FIGURA 3).



Figura 3 – Câmera Infra-vermelho

- O receptor é uma câmera CCD (por extenso – ou colocar na lista das abreviaturas) de espectro de resposta sensível ao infravermelho (450 nm de pico). A câmera varre vários pontos no espaço e supervisiona uma área predeterminada. São utilizadas três câmeras para a obtenção das imagens tridimensionais com a posição de cada marcador no espaço (FIGUARA 3).

Todas as câmeras são conectadas a um computador AT386-SX - 40mHz (“datastation”) com placas exclusivas da Oxford Metrics para o tratamento do sinal de vídeo. Também possui placas para os circuitos de temporização / controle; gerador de coordenadas e de interface para as câmeras.

Uma vez armazenados na memória de vídeo, os dados são transferidos para um segundo computador denominado estação de trabalho (“workstation”), onde um programa específico VCM-370 faz o processamento e construção da imagem tridimensional dos marcadores, através de diversos algoritmos matemáticos.

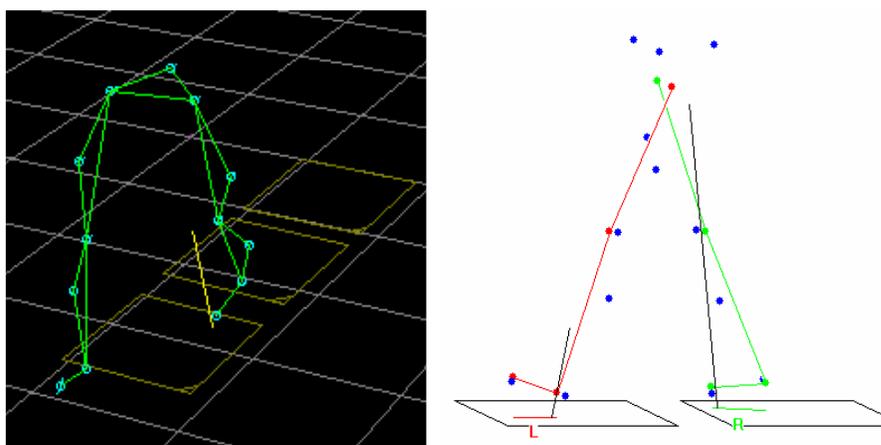


Figura 4 – Sistema VICON e o Software VCM para processamento

Procedimentos

- *Familiarização dos sujeitos com os equipamentos e procedimentos*

Após o consentimento, os sujeitos foram familiarizados com os equipamentos e procedimento e foram instruídos sobre a execução das tarefas e seqüência das atividades a serem realizadas. Todos os participantes realizaram a tarefa de forma simulada, como treino, deambulando na pista de coleta dos dados de cinemática.

- *Preparação dos Sujeitos*

Todos os participantes usavam roupa de banho que permite a colocação dos marcadores. Foi realizado a limpeza da pele com álcool para melhor fixação dos marcadores.

- *Colocação dos Marcadores*

Os marcadores foram envolvidos com fita adesiva revestida de esferas microscópicas de vidro e fixados a uma base de plástico com fita dupla face para posterior colocação na pele de cada participante. Foram selecionados 15 pontos anatômicos (Figura 5) adotados como referência de fixação dos marcadores para o sistema VICON 370 de análise de movimento. O conjunto de marcadores, chamado “Helen Heys” são utilizados para estimar a posição dos centros articulares (Davis et al.1991) e calcular a cinemática tridimensional das articulações da pelve, quadril, joelho e tornozelo, como descrita (Kabada et al.1990).

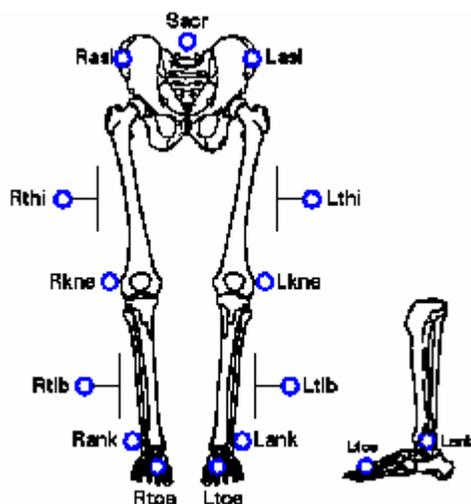


Figura 5 – Conjunto de marcadores “Helen Heys”

- *Descrição da Tarefa*

A tarefa realizada foi andar, em uma pista demarcada no solo, medindo noventa centímetros de largura por seis metros de comprimento, doze vezes completando doze ciclos da marcha. Os sujeitos foram orientados a deambular em velocidade confortável e semelhante à marcha do cotidiano (FIGURA 6).



Figura 6 – Coleta do exame na pista do laboratório de marcha.

Processamento dos Dados

Para cada percurso feito na pista de coleta foi selecionado um único ciclo de marcha. Com a utilização do programa “Vicon Clinical Manager”, os dados cinemáticos tridimensionais das articulações da pelve, quadril, joelho e tornozelo foram expressos em gráficos da posição angular da articulação em função do tempo, perfazendo desta forma doze gráficos para cada sujeito.

Do total de doze ciclos, apenas um foi selecionado para análise. Esta seleção foi feita com base nos protocolos internos de avaliação do laboratório de marcha, que tem como parâmetro o valor médio da cinemática angular e velocidade da marcha.

Este mesmo ciclo foi utilizado para análise dos dados de cinemática angular do joelho no plano sagital. Foram definidas 11 variáveis baseadas no gráfico da articulação do joelho no plano sagital:

1. Posição angular do joelho no contato inicial (graus) (FIGURA 7).

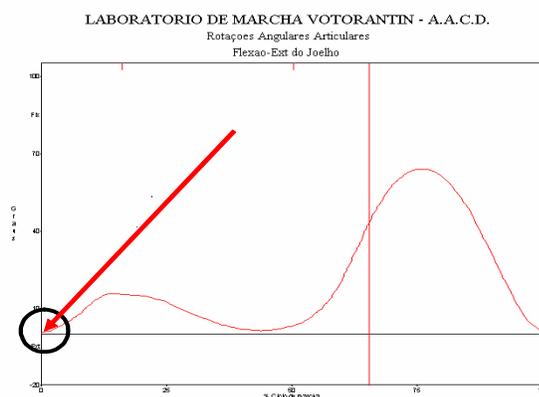


Figura 7 - Posição angular do joelho no contato inicial (graus).

2. Primeiro pico de flexão do joelho na fase de apoio (graus) (FIGURA 8).

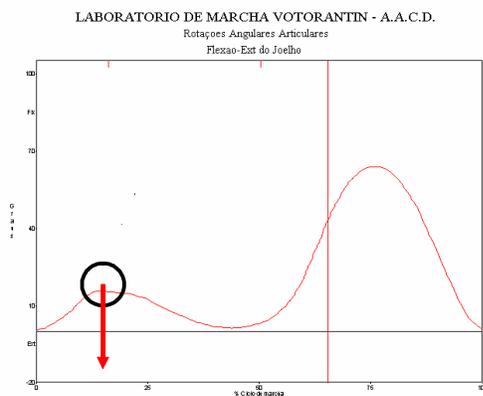


Figura 8 - Primeiro pico de flexão do joelho na fase de apoio (graus).

3. Tempo do pico de flexão do joelho no apoio (% do apoio) (FIGURA 9).

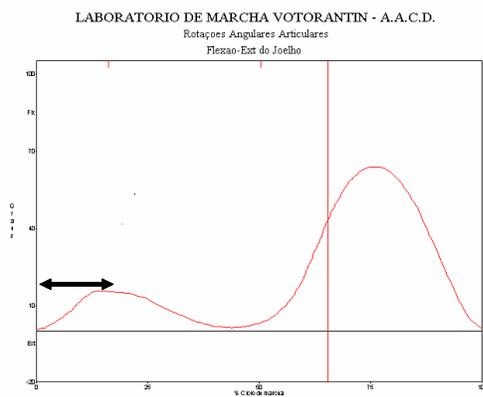


Figura 9 – Tempo do pico de flexão no apoio (% do apoio).

4. Valor mínimo da posição angular após o pico de flexão no apoio (graus)
(FIGURA 10).

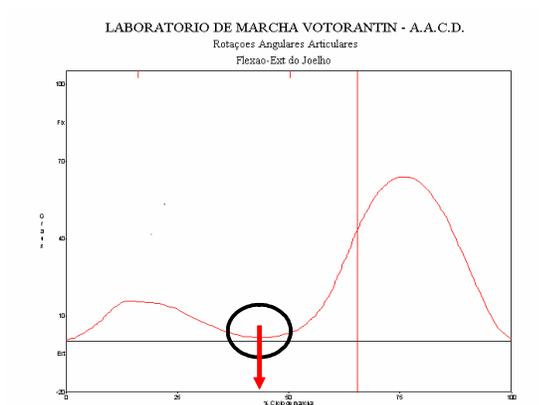


Figura 10 - Valor mínimo da posição angular após o pico de flexão no apoio (graus)

5. Tempo do valor mínimo no apoio (% do apoio) (FIGURA 11).

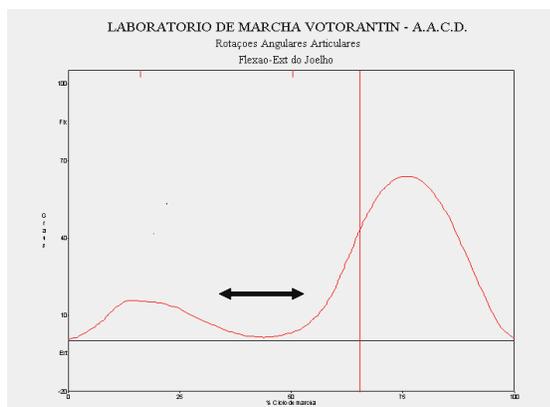


Figura 11 - Tempo do valor mínimo no apoio (% do apoio).

6. Posição angular no apoio terminal (graus) (FIGURA 12).

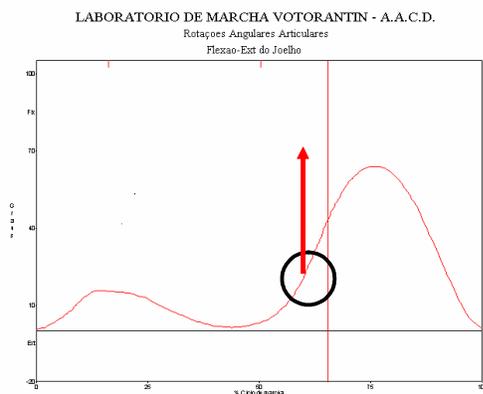


Figura 12 - Posição angular no apoio terminal (graus).

7. Velocidade angular no apoio terminal (graus / % do ciclo) (FIGURA 13).

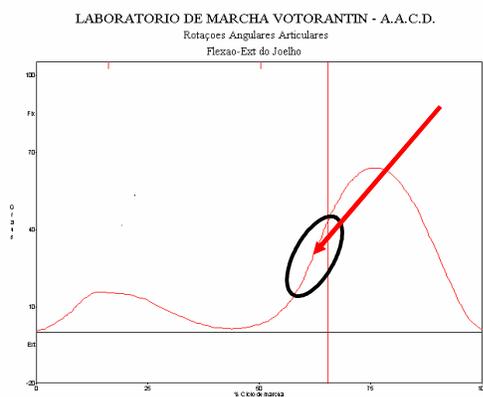


Figura 13 - Velocidade angular no apoio terminal (graus / % do ciclo).

8. Pico de flexão no balanço (graus) (FIGURA 14).

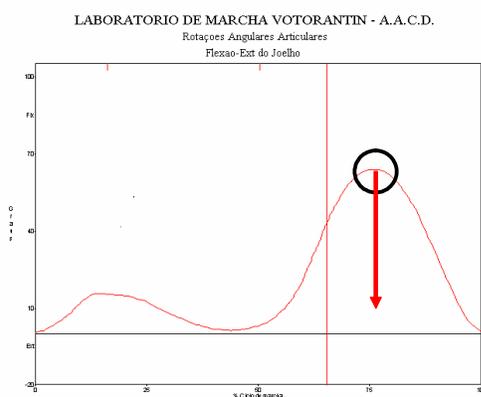


Figura 14 - Pico de flexão no balanço (graus).

9. Velocidade angular no balanço (graus / % do ciclo) (FIGURA 15).

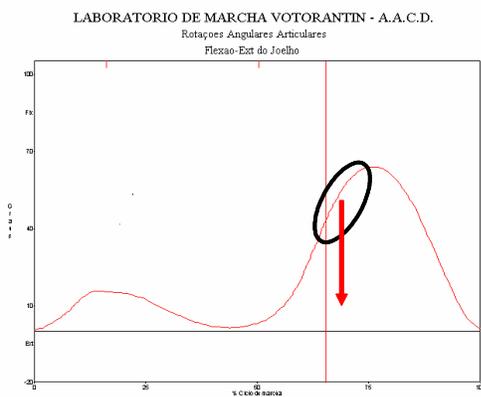


Figura 15 - Velocidade angular no balanço (graus / % do ciclo).

10. Tempo do pico de flexão no balanço (% do balanço) (FIGURA 16).

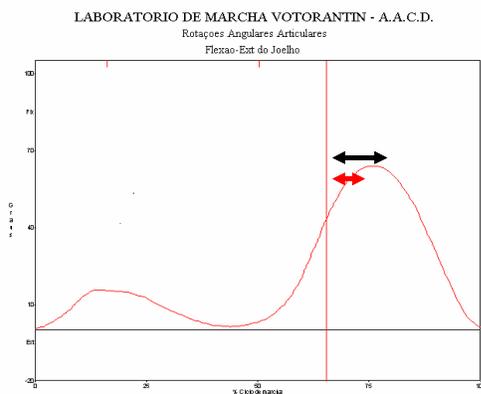


Figura 16 - Tempo do pico de flexão no balanço (% do balanço).

11. Amplitude de movimento no balanço (graus) (FIGURA 17).

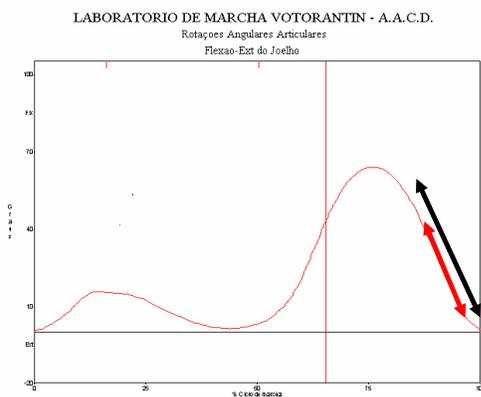


Figura 17 - Amplitude de movimento no balanço (graus).

Crêterios de avalia o e análise estatística dos resultados

Os grupos de compara o foram formados a partir do parâmetro velocidade de marcha, considerando a mediana (distribui o não paramétrica) de todas as velocidades aferidas e formando-se dois grandes grupos: grupo com velocidade menor ou igual   mediana e grupo com velocidade maior que a mediana. Cada um destes grupos foram dividido em dois subgrupos, de acordo com lado acometido pela hemiparesia: direito e esquerdo.

Foram formados quatro grupos:

Grupo 1 - velocidade menor ou igual   mediana e hemiparesia esquerda (VMEE).

Grupo 2 - velocidade menor ou igual   mediana e hemiparesia direita (VMED).

Grupo 3 - velocidade maior que a mediana e hemiparesia esquerda (VMAE).

Grupo 4 - velocidade maior que a mediana e hemiparesia direita (VMAD).

As possíveis diferenças entre os grupos, segundo variáveis previamente definidas, foram analisadas através do teste não paramétrico para amostras independentes de Kruskal-Wallis, completado, quando necessário, pelo teste de compara es múltiplas. As médias foram calculadas e apresentadas a título de informa o. Não se calculou desvio-padrão, pois se usando teste não paramétrico, as variáveis analisadas não tem distribui o normal e, portanto não há sentido no seu cáculo.

RESULTADOS

Os resultados individuais de cada participante podem ser vistos na sua totalidade no Anexo C.

Os resultados de cada uma das onze variáveis estudadas serão apresentados distribuídos pelos quatro grupos formados de acordo com os parâmetros de avaliação: mediana da velocidade de marcha e lado do acometimento.

As variáveis são:

1. Posição angular do joelho no contato inicial (graus).
2. Primeiro pico de flexão do joelho na fase de apoio (graus).
3. Tempo do pico de flexão do joelho no apoio (% do apoio).
4. Valor mínimo da posição angular após o pico de flexão no apoio (graus).
5. Tempo do valor mínimo no apoio (% do apoio).
6. Posição angular no apoio terminal (graus).
7. Velocidade angular no apoio terminal (graus / % do ciclo).
8. Pico de flexão no balanço (graus).

9. Velocidade angular no balanço (graus / % do ciclo).
10. Tempo do pico de flexão no balanço (% do balanço).
11. Amplitude de movimento no balanço (graus).

Tabela 1 - Posição angular média do joelho (graus) no contato inicial dos pacientes com seqüela de AVCI com hemiparesia distribuídos em quatro grupos de acordo com a mediana da velocidade da marcha e lado de comprometimento.

Grupos	N	Posição angular joelho (média)
Grupo 1 (VMEE)	23	9,5
Grupo 2 (VMED)	10	7,0
Grupo 3 (VMAE)	7	16,6
Grupo 4 (VMAD)	26	8,7

Grupo 1 (VMEE) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia esquerda;

Grupo 2 (VMED) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia direita,

Grupo 3 (VMAE) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia esquerda

Grupo 4 (VMAD) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia direita

Teste de Kruskal-Wallis – N.S.

X^2 calculado = 2,980 p=0,395 N.S.

Tabela 2 – Valor da média do primeiro pico de flexão do joelho na fase de apoio (% do apoio) dos pacientes com seqüela de AVCI e hemiparesia distribuídos em quatro grupos de acordo com a mediana da velocidade da marcha e lado de comprometimento

Grupos	N	Primeiro pico de flexão do joelho (média)
Grupo 1 (VMEE)	23	10,50
Grupo 2 (VMED)	10	11,17
Grupo 3 (VMAE)	7	17,06
Grupo 4 (VMAD)	26	10,24

Grupo 1 (VMEE) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia esquerda;

Grupo 2 (VMED) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia direita,

Grupo 3 (VMAE) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia esquerda

Grupo 4 (VMAD) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia direita

Teste de Kruskal-Wallis - N.S.

X^2 calculado = 1,951 $p=0,583$ N.S.

Tabela 3 - Valor da média do tempo do pico de flexão do joelho no apoio (% do apoio) dos pacientes com seqüela de AVCI e hemiparesia distribuídos em quatro grupos de acordo com a mediana da velocidade da marcha e lado de comprometimento

Grupos	N	Média do tempo do pico de flexão do joelho no apoio (média)
Grupo 1 (VMEE)	23	4,7
Grupo 2 (VMED)	10	11,3
Grupo 3 (VMAE)	7	9,1
Grupo 4 (VMAD)	26	10,3

Grupo 1 (VMEE) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia esquerda;

Grupo 2 (VMED) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia direita,

Grupo 3 (VMAE) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia esquerda

Grupo 4 (VMAD) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia direita

*Teste de Kruskal-Wallis - **

*X^2 calculado = 8,359 $p=0,039$ **

Tabela 4 – Valor absoluto da diferença entre os valores médios do pico de flexão do joelho no apoio (% do apoio) dos pacientes com seqüela de AVCI e hemiparesia dos quatro grupos e a diferença mínima significativa

Grupos pareados	VADMP	DMS
Grupo 1, Grupo 2	14,52	19,18
Grupo 1, Grupo 3	12,14	21,86
Grupo 1, Grupo 4	12,90	14,50
Grupo 2, Grupo 3	2,38	24,96
Grupo 2, Grupo 4	1,62	18,85
Grupo 3, Grupo 4	0,76	21,57

VADM - Valor absoluto da diferença entre as médias

DMS - diferença mínima significativa

Teste de comparações múltipla - NS

Aproximação valores Grupo 1 (VMEE) e Grupo 2 (VMED);

Aproximação valores Grupo 1 (VMEE) e Grupo 4 (VMAD).

Tabela 5 - Valor mínimo da posição angular após o pico de flexão no apoio (graus) dos pacientes com seqüela de AVCI e hemiparesia distribuídos em quatro grupos de acordo com a mediana da velocidade da marcha e lado de comprometimento

Grupos	N	Valor mínimo da posição angular após o pico de flexão no apoio (média)
Grupo 1 (VMEE)	23	-9,1
Grupo 2 (VMED)	10	-9,8
Grupo 3 (VMAE)	7	4,0
Grupo 4 (VMAD)	26	-3,8

Grupo 1 (VMEE) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia esquerda;

Grupo 2 (VMED) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia direita,

Grupo 3 (VMAD) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia esquerda

Grupo 4 (VMAD) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia direita

Teste de Kruskal-Wallis - N.S.

χ^2 calculado = 5,881 p=0,118 N.S.

Tabela 6 - Tempo do valor mínimo no apoio (% do apoio) dos pacientes com seqüela de AVCI e hemiparesia distribuídos em quatro grupos de acordo com a mediana da velocidade da marcha e lado de comprometimento

Grupos	N	Primeiro pico de flexão do joelho (média)
Grupo 1 (VMEE)	23	56,0
Grupo 2 (VMED)	10	66,6
Grupo 3 (VMAE)	7	61,7
Grupo 4 (VMAD)	26	57,4

Grupo 1 (VMEE) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia esquerda;

Grupo 2 (VMED) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia direita,

Grupo 3 (VMAE) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia esquerda

Grupo 4 (VMAD) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia direita

Teste de Kruskal-Wallis - N.S.

X² calculado = 3,044 p=0,385 N.S.

Tabela 7 - Posição angular no apoio terminal dos pacientes com seqüela de AVCI e hemiparesia distribuídos em quatro grupos de acordo com a mediana da velocidade da marcha e lado de comprometimento.

Grupos	N	Posição angular no apoio terminal (média)
Grupo 1 (VMEE)	23	17,0
Grupo 2 (VMED)	10	20,0
Grupo 3 (VMAE)	7	19,0
Grupo 4 (VMAD)	26	17,0

Grupo 1 (VMEE) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia esquerda;

Grupo 2 (VMED) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia direita,

Grupo 3 (VMAE) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia esquerda

Grupo 4 (VMAD) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia direita

Teste de Kruskal-Wallis - N.S.

X² calculado = 2,363 p=0,501 N.S.

Tabela 8 - Velocidade angular no apoio terminal (graus / % do ciclo) dos pacientes com seqüela de AVCI e hemiparesia distribuídos em quatro grupos de acordo com a mediana da velocidade da marcha e lado de comprometimento

Grupos	N	Posição angular no apoio terminal (média)
Grupo 1 (VMEE)	23	3,0
Grupo 2 (VMED)	10	2,7
Grupo 3 (VMAE)	7	2,5
Grupo 4 (VMAD)	26	2,6

Grupo 1 (VMEE) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia esquerda;

Grupo 2 (VMED) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia direita,

Grupo 3 (VMAE) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia esquerda

Grupo 4 (VMAD) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia direita

Teste de Kruskal-Wallis - N.S.

X² calculado = 1,717 p=0,633 N.S.

Tabela 9 - Valor do pico de flexão do joelho no balanço dos pacientes com seqüela de AVCI e hemiparesia distribuídos em quatro grupos de acordo com a mediana da velocidade da marcha e lado de comprometimento

Grupos	N	Pico de flexão do joelho no balanço (média)
Grupo 1 (VMEE)	23	35,7
Grupo 2 (VMED)	10	31,8
Grupo 3 (VMAE)	7	54,3
Grupo 4 (VMAD)	26	44,9

Grupo 1 (VMEE) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia esquerda;

Grupo 2 (VMED) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia direita,

Grupo 3 (VMAE) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia esquerda

Grupo 4 (VMAD) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia direita

*Teste de Kruskal-Wallis - **

*X² calculado = 20,148 p=0,000 (p<0,001)**

Tabela 10 - Valor absoluto da diferença entre os valores médios do pico de flexão do joelho no balanço dos pacientes com seqüela de AVCI e hemiparesia dos quatro grupos e a diferença mínima significativa

Grupos pareados	VADM	DMS
Grupo 1, Grupo 2	5,46	19,18
Grupo 1, Grupo 3	28,40 *	21,86
Grupo 1, Grupo 4	14,87 *	14,50
Grupo 2, Grupo 3	33,86 *	24,96
Grupo 2, Grupo 4	20,33 *	18,85
Grupo 3, Grupo 4	13,53	21,57

VADM - Valor absoluto da diferença entre as médias

DMS - diferença mínima significativa

*Teste de comparações múltipla - **

Diferença estatisticamente significativa entre Grupo 1(VMEE) e Grupo 3 (VMAE);

Diferença estatisticamente significativa entre Grupo 1(VMEE) e Grupo 4 (VMAD);

Diferença estatisticamente significativa entre Grupo 2(VMED) e Grupo 3 (VMAE);

Diferença estatisticamente significativa entre Grupo 2(VMED) e Grupo 4 (VMAD).

Tabela 11 - Velocidade angular no balanço (graus / % do ciclo) dos pacientes com seqüela de AVCI e hemiparesia distribuídos em quatro grupos de acordo com a mediana da velocidade da marcha e lado de comprometimento

Grupos	N	Velocidade angular no balanço (média)
Grupo 1 (VMEE)	23	0,3
Grupo 2 (VMED)	10	0,3
Grupo 3 (VMAE)	7	-1,3
Grupo 4 (VMAD)	26	-0,9

Grupo 1 (VMEE) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia esquerda;

Grupo 2 (VMED) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia direita,

Grupo 3 (VMAE) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia esquerda

Grupo 4 (VMAD) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia direita

*Teste de Kruskal-Wallis - **

*X² calculado = 16,462 p=0,001 **

Tabela 12 - Valor absoluto da diferença entre os valores médios da velocidade angular no balanço (graus / % do ciclo) dos pacientes com seqüela de AVCI e hemiparesia dos quatro grupos e a diferença mínima significativa

Grupos pareados	VADM	DMS
Grupo 1, Grupo 2	2,74	19,18
Grupo 1, Grupo 3	25,19 *	21,86
Grupo 1, Grupo 4	15,24 *	14,50
Grupo 2, Grupo 3	27,93 *	24,96
Grupo 2, Grupo 4	17,98	18,85
Grupo 3, Grupo 4	9,95	21,57

VADM - Valor absoluto da diferença entre as médias

DMS - diferença mínima significativa

*Teste de comparações múltipla - **

Diferença estatisticamente significativa entre Grupo 1(VMEE) e Grupo 3 (VMAE);

Diferença estatisticamente significativa entre Grupo 1(VMEE) e Grupo 4 (VMAD);

Diferença estatisticamente significativa entre Grupo 2(VMED) e Grupo 3 (VMAE);

Tabela 13 - Tempo do pico de flexão no balanço (% do balanço) dos pacientes com seqüela de AVCI e hemiparesia distribuídos em quatro grupos de acordo com a mediana da velocidade da marcha e lado de comprometimento

Grupos	N	Tempo do pico de flexão no balanço (média)
Grupo 1 (VMEE)	23	25,5
Grupo 2 (VMED)	10	11,8
Grupo 3 (VMAE)	7	33,7
Grupo 4 (VMAD)	26	29,0

Grupo 1 (VMEE) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia esquerda;

Grupo 2 (VMED) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia direita,

Grupo 3 (VMAE) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia esquerda

Grupo 4 (VMAD) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia direita

*Teste de Kruskal-Wallis - **

*χ^2 calculado = 16,886 p=0,001 **

Tabela 14 - Valor absoluto da diferença entre os valores médios do tempo do pico de flexão no balanço (% do balanço) dos pacientes com seqüela de AVCI e hemiparesia dos quatro grupos e a diferença mínima significativa

Grupos pareados	VADM	DMS
Grupo 1, Grupo 2	17,15	19,18
Grupo 1, Grupo 3	17,72	21,86
Grupo 1, Grupo 4	7,28	14,50
Grupo 2, Grupo 3	34,87 *	24,96
Grupo 2, Grupo 4	24,43 *	18,85
Grupo 3, Grupo 4	10,44	21,57

VADM - Valor absoluto da diferença entre as médias

DMS - diferença mínima significativa

*Teste de comparações múltipla - **

Diferença estatisticamente significativa entre Grupo 2(VMED) e Grupo 3 (VMAE);

Diferença estatisticamente significativa entre Grupo 2(VMED) e Grupo 4 (VMAD);

Tabela 15 - Valor da amplitude de movimento no balanço (graus) dos pacientes com seqüela de AVCI e hemiparesia distribuídos em quatro grupos de acordo com a mediana da velocidade da marcha e lado de comprometimento

Grupos	N	Amplitude de movimento no balanço (média)
Grupo 1 (VMEE)	23	26,3
Grupo 2 (VMED)	10	24,8
Grupo 3 (VMAE)	7	37,7
Grupo 4 (VMAD)	26	36,5

Grupo 1 (VMEE) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia esquerda;

Grupo 2 (VMED) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia direita,

Grupo 3 (VMAE) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia esquerda

Grupo 4 (VMAD) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia direita

*Teste de Kruskal-Wallis - **

*X^2 calculado = 8,567 p=0,036 **

Tabela 16 –Valor absoluto da diferença entre os valores médios do pico de flexão do joelho no apoio (% do apoio) dos pacientes com seqüela de AVCI e hemiparesia dos quatro grupos e a diferença mínima significativa

Grupos pareados	VADM	DMS
Grupo 1, Grupo 2	4,15	19,18
Grupo 1, Grupo 3	13,86	21,86
Grupo 1, Grupo 4	11,83	14,50
Grupo 2, Grupo 3	18,01	24,96
Grupo 2, Grupo 4	15,98	18,85
Grupo 3, Grupo 4	2,03	21,57

VADM - Valor absoluto da diferença entre as médias

DMS - diferença mínima significativa

Teste de comparações múltipla - NS

Aproximação valores Grupo 1 (VMEE) e Grupo 4 (VMAD);

Aproximação valores Grupo 2 (VMED) e Grupo 3 (VMAE);

DISCUSSÃO

Dentre as atividades funcionais acometidas nos pacientes com hemiparesia ocasionada por acidente vascular encefálico, a marcha é sem dúvida a função perdida mais desejada e o maior foco de procura por reabilitação dos pacientes com acidente vascular encefálico. É necessário, portanto, que o diagnóstico das alterações seja feito com o máximo de precisão possível.

A cinemática avalia as características: posições linear e angular e suas derivações no tempo e as acelerações e velocidades linear e angular. Nosso interesse, particularmente foi avaliar os ângulos formados entre os segmentos corpóreos e suas correlações com o ciclo de marcha.

As comparações diretas foram difíceis, pois, devido às diferenças de informações e metodologias publicadas. Existem variações esperadas da coleta dos dados e do sistema de análise (aprimorado ao longo da história), porém as maiores diferenças se encontram na seleção das variáveis em cada estudo. Em vários estudos, as variáveis selecionadas são aquelas relacionadas com o problema clínico percebido: cinemática das articulações

descritas em um instante particular do ciclo de marcha (como o contato inicial e pré-balanço), ou o valor máximo e mínimo encontrado durante uma fase ou sub-fase do ciclo de marcha (como pico de flexão do joelho no balanço).

A marcha de pacientes com seqüela de acidente vascular cerebral é caracterizada pela diminuição da velocidade da marcha (Turnbull et. al. 1995; Witte e Carlsson 1997) e estudos prévios ((Knutsson e Richards, 1979; Knutsson, 1981; Lehmann et. al., 1987; Burdett et. al.,1988; Cozean, Pease e Hubbell, 1988, Intiso et. al. 1994, Olney 1991 e 1994) tem mostrado alteração do padrão cinemático da marcha neste grupo de indivíduos.

Quando se compara à velocidade (auto selecionada) de marcha de pessoas normais, a magnitude da cinemática no plano sagital em hemiplégicos está diminuída em ambos os membros inferiores, com maior redução no membro acometido (Olney 1991; Lehman et. al. 1987; Kerrigan 2001). A velocidade da marcha é reconhecida como um parâmetro de mensuração válido e sensível para análise de marcha (Craik & Oatis 1995) e juntamente com o perfil cinemático, pode dar subsídios para conduta e melhora da deambulação (Olney 1991). Identificando-se perfis cinemáticos que estão relacionados à velocidade da marcha pode dar direção para estratégias de intervenção e terapêutica.

Os pacientes, no nosso estudo, foram divididos em dois grupos de acordo com a mediana da velocidade, (Olney, Griffin e McBride 1994), pois os eventos da marcha variam em função da velocidade. Os dois grupos foram divididos em dois subgrupos de

acordo com o lado da hemiparesia. Subdividir os grupos em relação ao hemicorpo acometido teve como objetivo, homogeneizar o grupo e não avaliar as influências das lesões hemisféricas, já que não levamos em consideração a dominância e a extensão da lesão encefálica no momento da inclusão dos sujeitos.

A articulação do joelho foi escolhida por ter importante função biomecânica durante a marcha. Na fase de balanço, sua flexão encurta de maneira funcional o membro inferior permitindo que o mesmo progrida livremente sem se chocar no chão. Na fase de apoio, flexiona suavemente, permitindo a absorção do impacto, conservando energia e transmitindo força por todo o membro inferior.

As variáveis 1 e 2 que correspondem, respectivamente à posição do joelho nos eventos de contato inicial e resposta à carga, não se mostraram diferentes estatisticamente entre os dois grupos com velocidade maior e menor que a mediana. Também não se mostraram diferentes com relação ao lado da hemiparesia. Os valores encontrados da variável 1, posição angular do joelho no contato inicial, correspondem à posição que a articulação do joelho assume nas descrições da biomecânica normal da marcha (Perry, 1992 e Rose e Gamble, 1998). Burdett e cols (1988) descreveram aumento da flexão do joelho no contato inicial, em 19 hemiparéticos que deambularam em velocidade natural. Olney (1991) também encontrou aumento da flexão do joelho nos grupos induzidos a andar mais lentamente e mais rapidamente, no momento do contato inicial. Os trabalhos realizados por Knutsson (1979); Knutsson (1981); Lehmann (1987); Cozean (1988); Intiso (1994) mostraram que no contato inicial

há diminuição da flexão do joelho. Observa-se que a variável flexão do joelho parece ser dependente da velocidade e não há acordo entre os estudiosos sobre seu valor normal no contato inicial.

Os valores da variável 2, primeiro pico de flexão do joelho na fase de apoio, que equivale ao evento de resposta à carga, foram semelhantes aos de Burdett e cols (1988), Olney (1991), e Kerrigan (2001). Demonstraram, em seus trabalhos, flexão de joelho diminuída, quando comparada aos parâmetros encontrados em sujeitos sem lesões neurológicas. Perry (1992), no entanto, relata haver diferença da posição angular do joelho na resposta à carga, quando a velocidade da marcha é aumentada ou diminuída.

Quando se inicia o ciclo de marcha, mais precisamente na fase de contato inicial, o joelho encontra-se em extensão (-2° à 5°). Logo em seguida, ocorre a flexão e freqüentemente continua a fazê-lo até que o pé esteja totalmente apoiado no solo. A magnitude descrita de 15° (Perry 1992 e Rose e Gamble 1998). Imediatamente, antes da metade do período de apoio, a articulação do joelho inicia a extensão. Este evento contribui para a suavização das alterações bruscas que ocorrem nas intersecções dos arcos da trajetória do centro de massa. Este movimento aplaina o arco, através do qual o centro de massa do corpo se desloca. A alteração deste mecanismo reduz a absorção de choque e aumenta a trajetória do centro de massa.

As alterações desta fase da marcha podem ter várias causas: fraqueza do músculo quadríceps com flexão excessiva do joelho; espasticidade do músculo quadríceps,

fazendo com que no momento em que a flexão se inicia o músculo seja estirado e haja extensão prematura do joelho; flexão plantar excessiva (contratura em flexão plantar e espasticidade do músculo sóleo) pode fazer com que o contato inicial não ocorra no retropé e o mecanismo de rolamento da tíbia sobre o pé seja inibido ou bloqueado (Shiavi, 1987; Burdett e cols 1988; Griffin, 1995, Mulroy 2003).

O tempo do pico de flexão do joelho no apoio (variável 3) foi diferente, estatisticamente, entre os 4 grupos estudados, mas, após aplicação do teste complementar que avaliou o valor absoluto da diferença entre os valores médios, foi possível notar que existe aproximação de valores entre o grupo 1 (velocidade menor que a mediana e hemiparesia esquerda - VMEE) e o grupo 2 (velocidade menor que a mediana e hemiparesia direita - VMED), isto é, a velocidade diminuída alterou o tempo em que o pico de flexão ocorreu.

Embora os grupos avaliados apresentem diferença estatística no tempo do pico de flexão no apoio, seus valores brutos variam em média 4,7% a 11,3% do ciclo de marcha como demonstrado na TABELA 3. Estes valores são inferiores, quando confrontados com as referências literárias do padrão normal da marcha (Perry, 1992; Gage 1998) que é de 15% do ciclo de marcha.

O valor mínimo da posição angular do joelho após o pico de flexão no apoio e o tempo do valor mínimo no apoio, variáveis 4 e 5, não foram diferentes estatisticamente. Há hiperextensão do joelho em ambos os grupos com velocidade menor que a mediana,

independente do lado da hemiparesia (VMEE e VMED) e no grupo com velocidade maior que a mediana e hemiparesia à direita (VMAD). O grupo com velocidade maior que a mediana e hemiparesia à esquerda manteve em média flexão de 4° no apoio.

Os valores da variável 5 (tempo de duração do valor mínimo no apoio), em média, mostrou-se excessivo em todos os grupos.

Os valores encontrados por Kerrigan (2001) demonstram resultados que variam entre excessiva extensão no apoio e excessiva flexão neste mesmo momento. Mulroy (2003), relata que em pacientes que se encontram nos primeiros 6 meses de lesão tanto nos que deambulam com velocidade lenta ou rapidamente, existem os que apresentam flexão excessiva ou extensão excessiva no apoio. Após os 6 meses de lesão, estes problemas não foram citados, ou seja, excessiva flexão ou extensão são alterações encontradas apenas nos primeiros meses de lesão.

Kerrigan (1996) acredita que a excessiva extensão possa estar relacionada à fraqueza do quadríceps, espasticidade ou contratura dos flexores plantares. Refere também que estes pacientes podem apresentar risco potencial de lesões da cápsula articular e estruturas ligamentares da região posterior do joelho, com dor, frouxidão ligamentar e deformidade óssea.

Dietz (1984) acredita que a causa da excessiva extensão é a espasticidade dos flexores plantares com alteração das propriedades mecânicas do músculo e aumento de

sua resistência. A associação americana de análise de marcha relata que a causa de hiperextensão do joelho no apoio é o resultado da insuficiência do quadríceps ou espasticidade do gastrocnêmio. A avaliação cinemática e cinética da articulação do tornozelo pode ajudar a determinar o principal problema (AACPDM, 1998).

Para Perry (1976), parte da flexão do quadril é sacrificada devido ao aumento da extensão do joelho. Diminuindo o comprimento do passo devido a quantidade de flexão do quadril perdida.

Malezic (1987); Morris (1992), relatam que a hiperextensão do joelho no apoio terminal impede o padrão normal de flexão e extensão do joelho durante o início do apoio. Embora freqüentemente os sujeitos realizem o contato inicial com o joelho em flexão, progridem rapidamente para extensão ou hiperextensão total, conforme vimos também nas variáveis: posição angular do joelho no contato inicial, primeiro pico de flexão do joelho na fase de apoio e tempo do pico de flexão do joelho no apoio.

Apesar da hiperextensão do joelho ser uma compensação, há vários efeitos biomecânicos indesejáveis, especialmente quando perdura até o apoio terminal, impedindo um impulso efetivo (Olney 1994). Neste caso, há dificuldade em flexionar o joelho, fazendo com que o sujeito realize o balanço com o membro estendido, com circundução (Lehmann 1987) ou elevação do quadril (Kerrigan 2000). Nenhuma destas manobras permite que a geração adequada de energia dos flexores plantares e flexores

do quadril. Este mecanismo leva a uma perda de 40% da geração de energia do consumo total da marcha (Olney 1991).

A variável 6, posição angular no apoio terminal, não apresentou diferença estatisticamente significante entre os grupos VMEE, VMED, VMAE e VMAD. Nossos resultados foram superiores aos da marcha normal (Neumann, 2002) e também superiores para Burdett e cols (1988) e Olney (1991).

A posição angular do joelho no apoio terminal foi descrita por Mulroy (2003) como um dos valores que caracteriza o padrão na marcha hemiparética. Os valores encontrados por Mulroy (2003) variaram com a velocidade da marcha. O grupo que deambulava com velocidade baixa teve hiperextensão no apoio terminal, na velocidade intermediária houve também hiperextensão, na velocidade próxima do normal, não houve hiperextensão e na velocidade aumentada houve flexão excessiva, concordando com o nosso resultado.

A velocidade angular no apoio terminal, variável 7, não mostrou diferença estatística entre os grupos com velocidade maior e menor que a mediana e lado da hemiparesia e também mostrou estar dentro dos parâmetros de normalidade para a marcha normal (Perry 1992; Neumann 2002).

A variável de número 9, pico de flexão do joelho no balanço, variou entre os quatro grupos avaliados. Todos os grupos mostraram valores médios inferiores ao esperado

para a marcha normal. Os grupos 1 e 2 com hemiparesia esquerda e direita e velocidade menor que a mediana apresentaram valores aproximados entre si e expressivamente menores que o descrito para a marcha normal. Os grupos 3 e 4 também mostraram valores inferiores, apesar de mais próximos do esperado na marcha normal. Olney (1991), descreveu resultados semelhantes aos citados acima quando descreveu picos de flexão diminuídos, onde o grupo mais veloz obteve valores maiores aos conseguidos pelo grupo com velocidade menor. Valores inferiores aos descritos como padrão de normalidade também foi encontrado por Knutsson (1979); Knutsson (1981); Lehmann (1987); Cozean (1988); Intiso (1994); Kerrigan (2001a); Mulroy (2003).

Este padrão de marcha, chamado historicamente de “andar com perna dura”, foi atribuído somente a espasticidade do quadríceps (Walters 1979; Sutherland 1990; Kerrigan 1991). Outras causas porém podem existir: fraqueza dinâmica dos flexores do quadril (Kerrigan 1991; Kerrigan 1998; Riley 1998), falta de controle do tornozelo durante a marcha (Kerrigan 1991, Kerrigan 1999).

Kerrigan (1991) demonstrou relação entre a redução da flexão do joelho e inapropriada atividade dos isquiotibiais e entre a redução da flexão do joelho e o retardo da retirada do pé no apoio. Kerrigan (1998) também mostrou que em alguns casos, simulando o aumento da flexão do quadril em modelo biomecânico que há aumento da flexão do joelho por conseqüência. Riley e Kerrigan (1998) confirmaram a importância da flexão do quadril usando um modelo biomecânico mais sofisticado, e também descreveram uma complexa contribuição do reto femoral e isquiotibiais em um

modelo que aumenta a flexão do joelho e simultaneamente limita a flexão do quadril. Riley e Kerrigan (1999) demonstraram, usando a técnica de análise por meio da produção de aceleração angular de Kepple, (1997) que torques acrescentados sobre a articulação do quadril, tornozelo e joelho afetam a flexão do joelho neste evento. Concluindo, portanto, que alterações da aceleração angular em qualquer articulação dos membros inferiores pode resultar em mudanças na cinemática da articulação do joelho.

Kerrigan (2001b) notou uma média de 17° de redução do pico de flexão do joelho quando solicitou que indivíduos saudáveis andassem na ponta dos pés, mostrando que a função do tornozelo no apoio está relacionada a flexão do joelho no balanço.

Os autores Knutsson (1979) e Shiavi (1987) revelam que podem existir vários padrões de marcha para pessoas com hemiparesia, e que dentre os inúmeros padrões alguns padrões como a redução da flexão do joelho no balanço pode ser a mais presente (Winters 1987).

O pico de flexão do joelho no balanço, variável 8; a velocidade angular no balanço, variável 9; o tempo do pico de flexão do joelho no apoio, descrito como variável 10 e a amplitude de movimento do joelho no balanço, variável 11; todas apresentaram diferença estatisticamente significativa entre todos os grupos avaliados.

Ao observarmos os valores médios demonstrados nas tabelas 9, 11, 13 e 15 poderemos notar que os grupos 1 (velocidade menor que a mediana e hemiparesia esquerda – VMEE) e 2 (velocidade menor que a mediana e hemiparesia direita –

VMED) apresentaram o pico de flexão menores, maior velocidade angular, menores tempos de ocorrer o pico de flexão e amplitude de movimento também inferiores quando comparado aos grupos 3 (velocidade maior que a mediana e hemiparesia esquerda- VMAE) e 4 (velocidade maior que a mediana e hemiparesia direita- VMAD).

Todos os sujeitos avaliados apresentavam lesão do motoneurônio superior, com hipertonía elástica e como o tônus é velocidade dependente, quando mais rápido o músculo for estirado maior será a possibilidade do fuso muscular responder e levar à diminuição e limitação do movimento que está ocorrendo. Como o joelho flexiona e inicia a extensão, leva o pico da flexão e a amplitude de movimento ficar diminuída.

As variáveis acima citadas levaram em consideração os valores médios contidos em cada um dos quatro grupos. Nota-se, no entanto, que algumas alterações clínicas variaram dentro dos próprios grupos e quando as médias dos grupos foram comparados entre si não foi possível observar tais alterações. As variações intragrupo podem ser observadas nos gráficos (Figura 18).

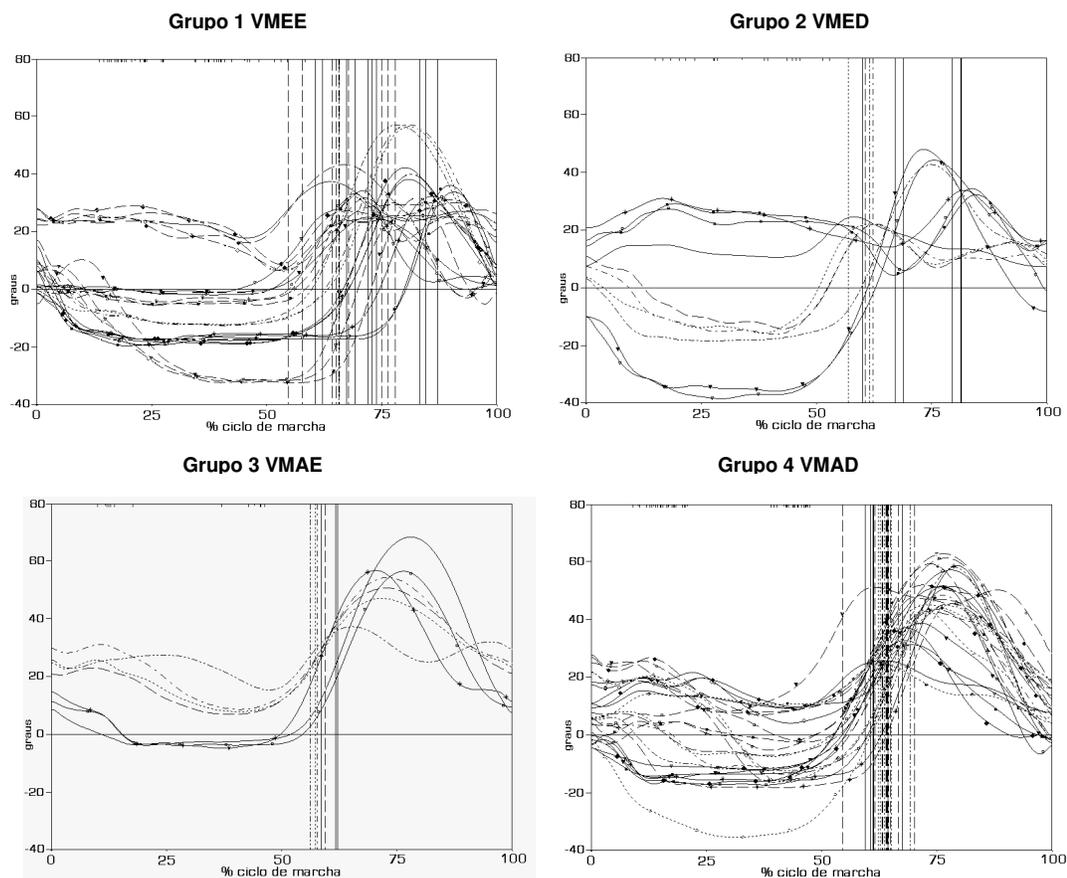


Figura 18. Cinemática angular da articulação do joelho dos pacientes com seqüela de AVCI e hemiparesia dos grupos Grupo 1 (VMEE) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia esquerda; Grupo 2 (VMED) - velocidade menor que a mediana e hemiparesia direita; Grupo 3 (VMAE) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia esquerda e do Grupo 4 (VMAD) - velocidade maior que a mediana e hemiparesia direita durante o ciclo de marcha.

Portanto, podemos sugerir que existem alterações da cinemática angular do ponto de vista clínico em nossa amostra. Quando compararmos grupos de pessoas é necessário que critérios de inclusão e exclusão sejam muito rígidos, como, por exemplo, avaliar as variáveis de um grupo de pacientes com recurvatum do joelho ou outra alteração aparente, tentando normalizar mais os dados desta coleta.

CONCLUSÃO

Não foi encontrado um padrão bem definido para a articulação do joelho na marcha da população hemiparética.

ANEXO A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO
REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO PACIENTE OU SEU
REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA.**

EXPLICAÇÕES E ESCLARECIMENTOS AO PACIENTE

O Sr (a) foi vítima de um derrame, um acidente cerebro vascular. As sequelas desta doença fizeram com que mudasse a sua maneira de andar.

Este exame ao qual o Sr (a) será submetido serve para avaliar e detectar quais são os problemas que ocorrem quando esta andando. Ele consiste em duas partes: a primeira é o exame físico, onde será realizados testes para medir a amplitude de movimento das articulações, a flexibilidade da musculatura e a rigidez dos músculos das pernas. Na segunda parte é necessário que o Sr (a) ande por uma pista marcada no chão, usando short e camiseta e algumas bolinhas e eletrodos colados à pele com fitas adesivas. Estas bolinhas servirão de referência para 6 cameras que estarão filmando o seu andar e os eletrodos captarão a atividade muscular da sua perna, ou seja, se seu músculo esta contraindo ou não, e mandarão estas informações para um computador que transformará estas informacoes em graficos e mostrará as possiveis alterações que existem quando o Sr (a) anda.

Após o resultado deste exame iremos comparar a maneira com que as pessoas que foram vítimas de um derrame andam com o andar de uma pessoa que não teve derrame e assim encontrar as diferenças entre elas.

Qualquer esclarecimento adicional sobre a pesquisa será fornecido pelos membros do Laboratório de Marcha da AACD, no telefone 5576-0921. A qualquer momento o Sr.(a) poderá deixar de participar deste estudo sem haver qualquer prejuízo na continuidade de seu tratamento. Todos os dados serão utilizados exclusivamente para esta pesquisa e garantimos sua confidencialidade, sigilo e privacidade do seu nome, informamos ainda, que a sua participação no estudo estará ajudando no avanço e progresso da ciência, da medicina.

CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Protocolo de Pesquisa

São Paulo, de de 200.....

assinatura do sujeito da pesquisa ou responsável legal

assinatura do pesquisador
(carimbo ou nome Legível).

ANEXO B

PROTOCOLO CLÍNICO: ANAMNESE, CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E DADOS ANTROPOMÉTRICOS.

ASSOCIAÇÃO DE ASSISTÊNCIA À CRIANÇA DEFEITUOSA
LABORATÓRIO DE ANÁLISE DO MOVIMENTO
Informação do Arquivo de Marcha do Paciente

Registro: _____ Nome: _____ Data: _____ Índice: 1
 Idade: _____ Data de Nascimento: _____ Sexo: _____
 Masculino Feminino
 Nome dos Pais: _____
 Endereço: _____
 Cidade: _____ Estado: _____ CEP: _____ País: _____
 Telefone Resid.: _____ Tel. p/ Recados: _____ Recados: _____

EXAME PRELIMINAR

Médico de Referência: _____ Serviço: _____
 Endereço: _____ Consult./Hospital: _____ Telefone: _____

DIAGNÓSTICO: _____ Classificação: _____

Nível da Lesão: _____ Órteses/Próteses: _____

Habilidade Funcional de Marcha: _____

Tutores Externos: _____

Tutores Ext. Durante Aquisição da Informação: _____

TIPO DE EXAME SOLICITADO

- | | | | |
|---|---|---|---|
| <input type="checkbox"/> Primeiro Exame | <input type="checkbox"/> Vídeo: S-VHS: _____
CD-ROM: _____ | <input type="checkbox"/> Pré-Operatório | <input type="checkbox"/> Pós-Operatório |
| <input type="checkbox"/> Segundo Exame | <input type="checkbox"/> Eletromiografia (E.M.G.) | <input type="checkbox"/> Pré-Botox | <input type="checkbox"/> Pós-Botox |
| <input type="checkbox"/> Terceiro Exame | <input type="checkbox"/> Cinemática | <input type="checkbox"/> Pré-Rizot. | <input type="checkbox"/> Pós-Rizot. |
| <input type="checkbox"/> Quarto Exame | <input type="checkbox"/> Cinética | <input type="checkbox"/> Outro | |

MENSURAÇÕES

Res4 bd Altura (cm): _____ Peso (Kg): _____ E.I.A.S. (cm): _____

	ESQ.	DIR.		ESQ.	DIR.
Compr. do Fêmur (cm):	_____	_____	Comprimento MMII (cm):	_____	_____
Compr. da Tíbia (cm):	_____	_____	Diâm. do Joelho (cm):	_____	_____
Diâm. Proj. do Tornoz. (cm):	_____	_____	Diâm. Tornozelo (cm):	_____	_____
Dist. Maléolo Medial (cm):	_____	_____	Diâm. Tornoz. AFO (cm):	_____	_____
Dist. Maléolo Lateral (cm):	_____	_____	Torção Tibial (°):	_____	_____

Obs: _____

ANEXO C

**RESULTADOS INDIVIDUAIS DE CADA PARTICIPANTE VISTOS NA SUA
TOTALIDADE.**

LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

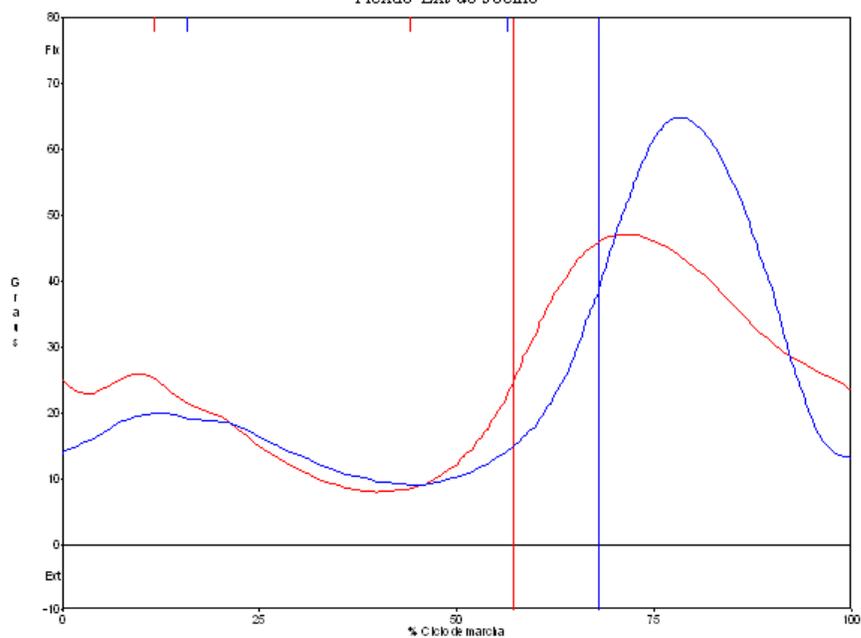
Relatório de Marcha de

- Registro nº 1

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

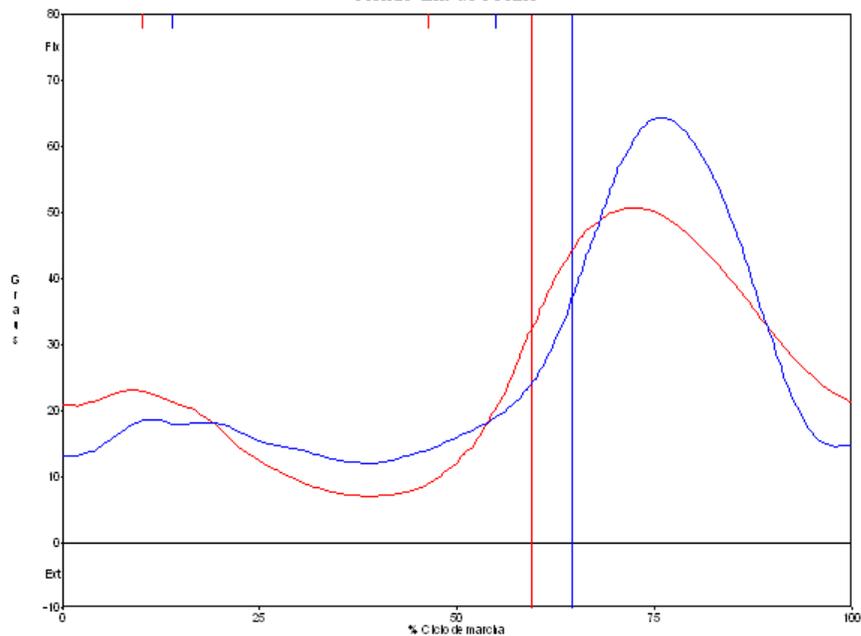
Relatório de Marcha de

- Registro nº2

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



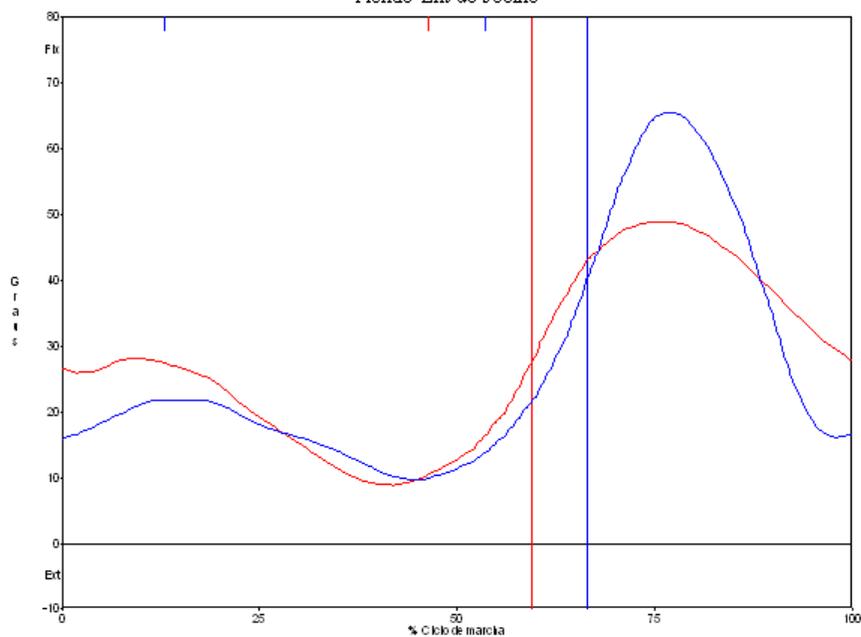
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

Relatório de Marcha de Ottoni, - Registro nº 3

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



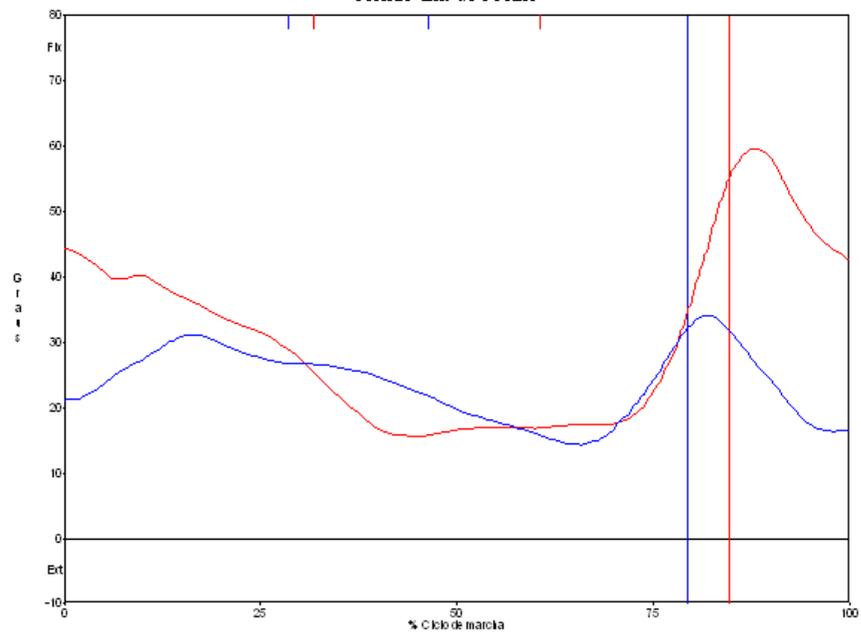
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

Relatório de Marcha de - Registro nº 4

Comentários:

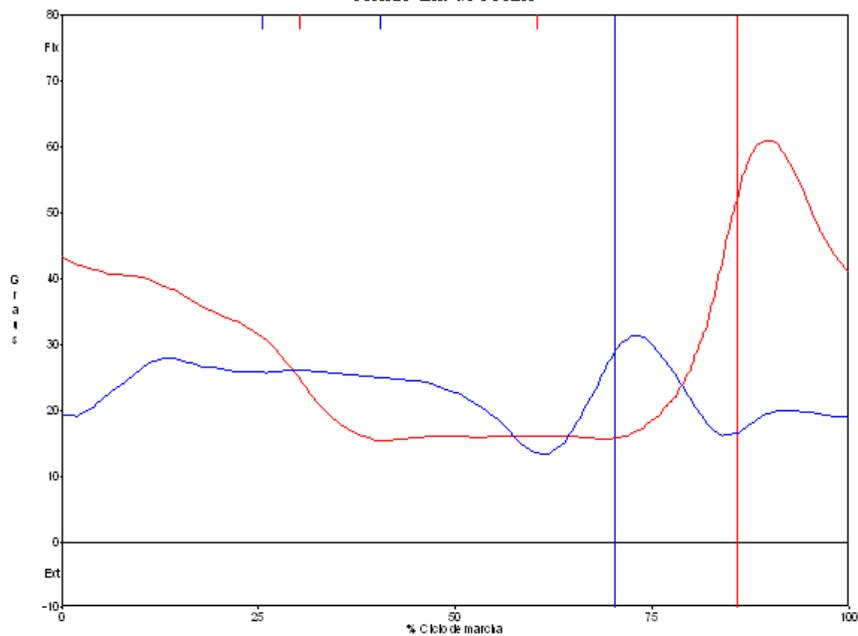
Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



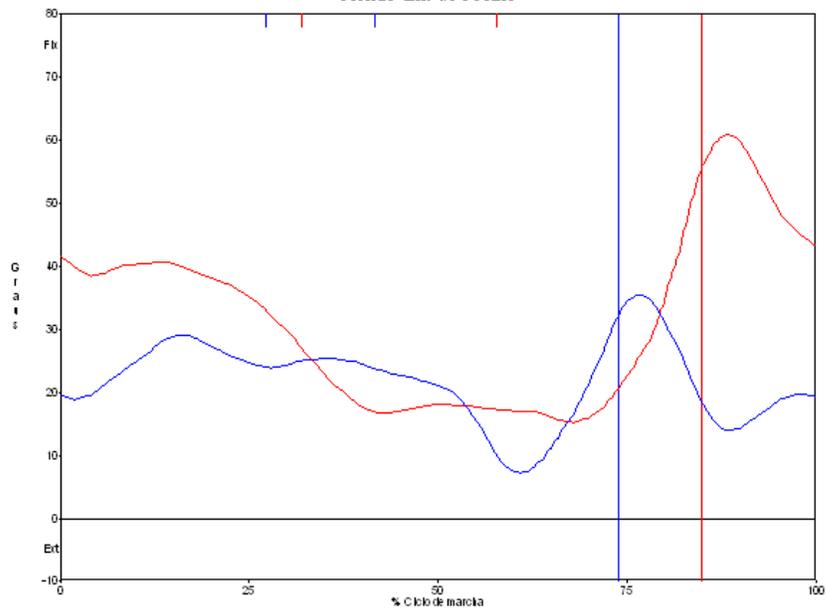
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.
Relatório de Marcha de - Registro nº 3

Comentários:
Rotações Angulares Articulares
Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.
Relatório de Marcha de - Registro nº 6

Comentários:
Rotações Angulares Articulares
Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

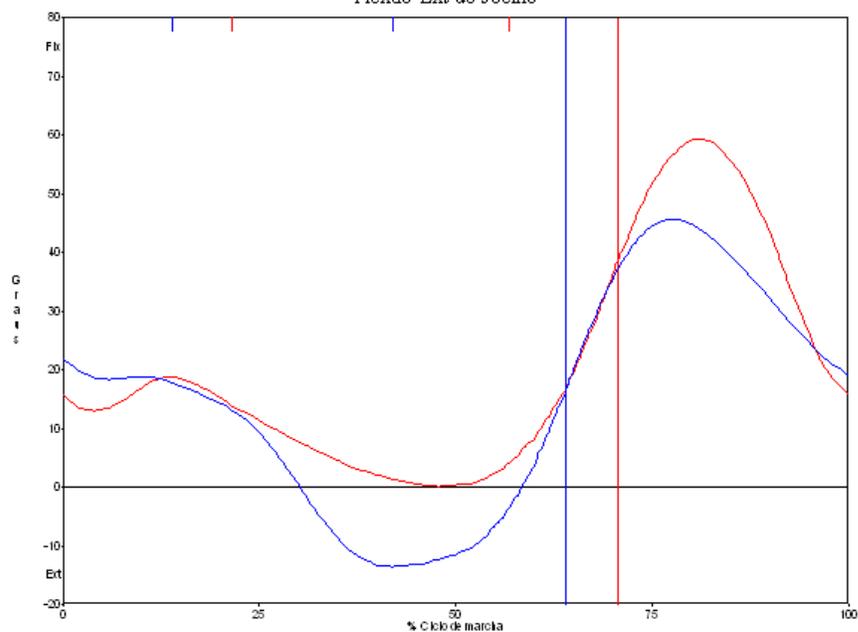
Relatório de Marcha de Pereira,

- Registro nº7

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

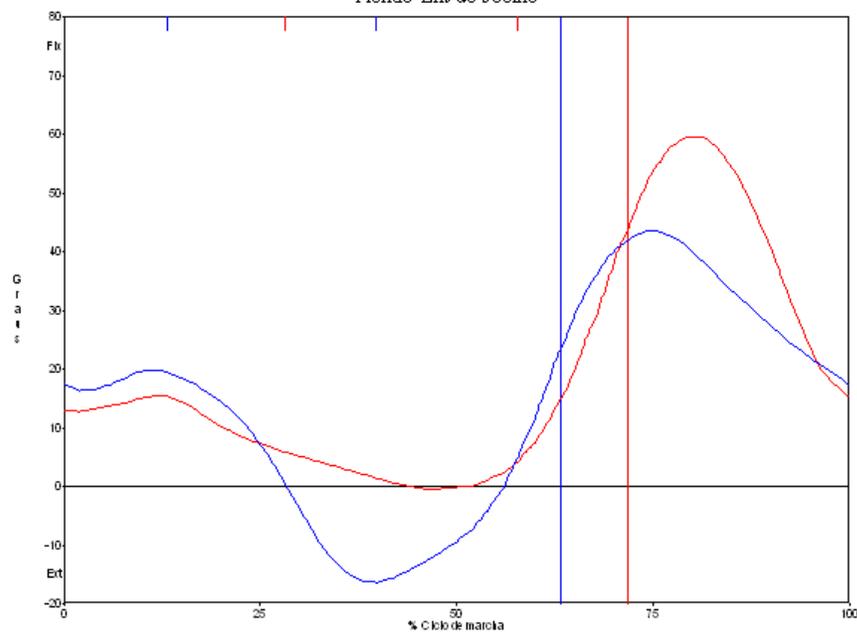
Relatório de Marcha de

- Registro nº8

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

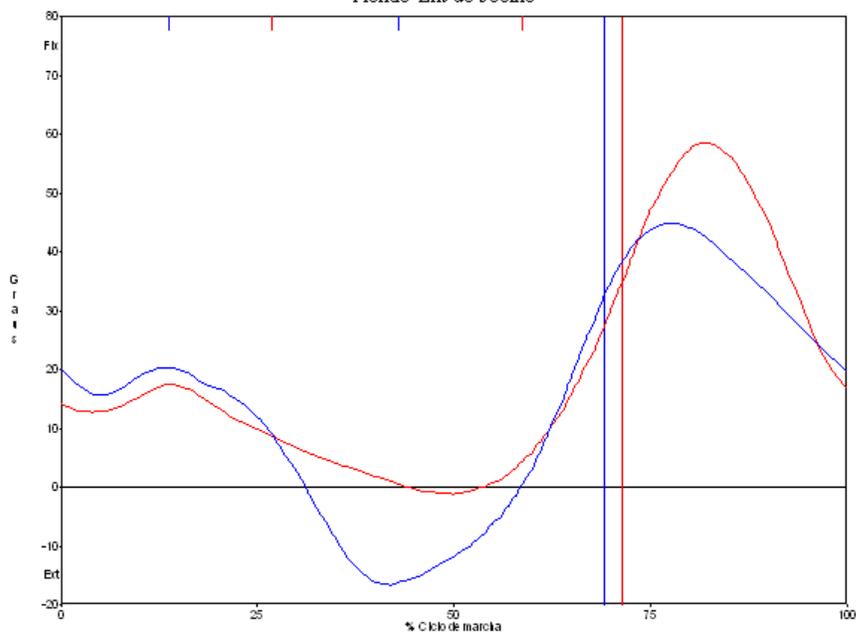
Relatório de Marcha de

- Registro nº 9

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

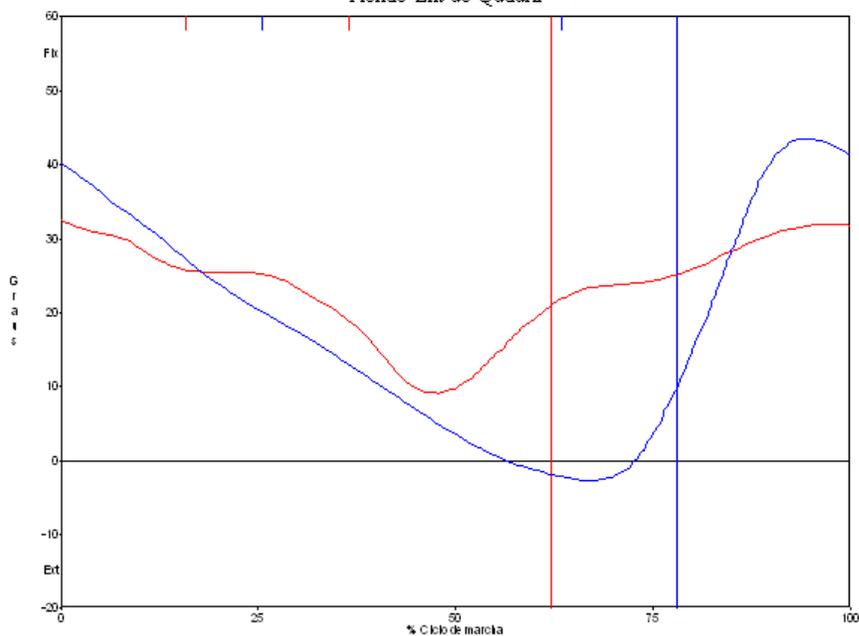
Relatório de Marcha de

- Registro nº 10

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Quadril



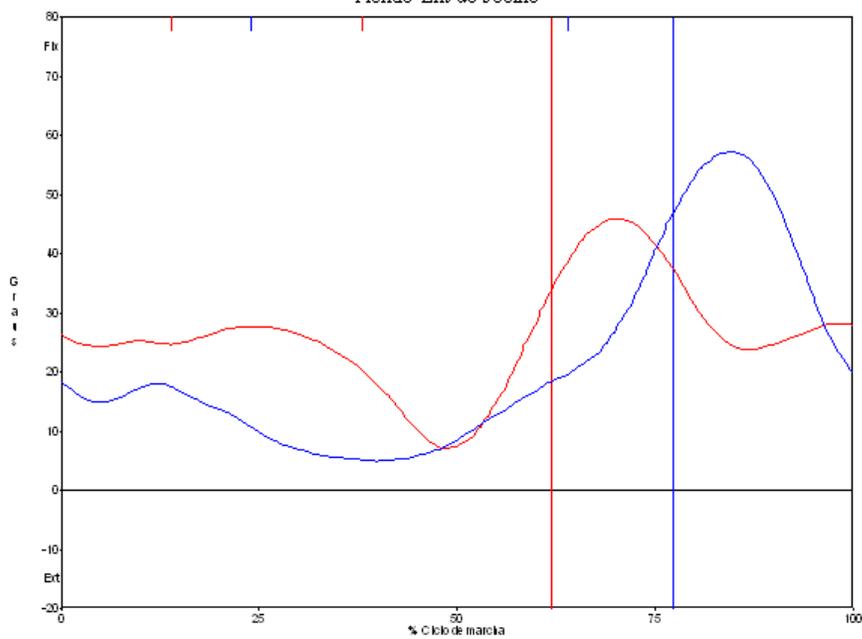
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

Relatório de Marcha de - Registro nº 11

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



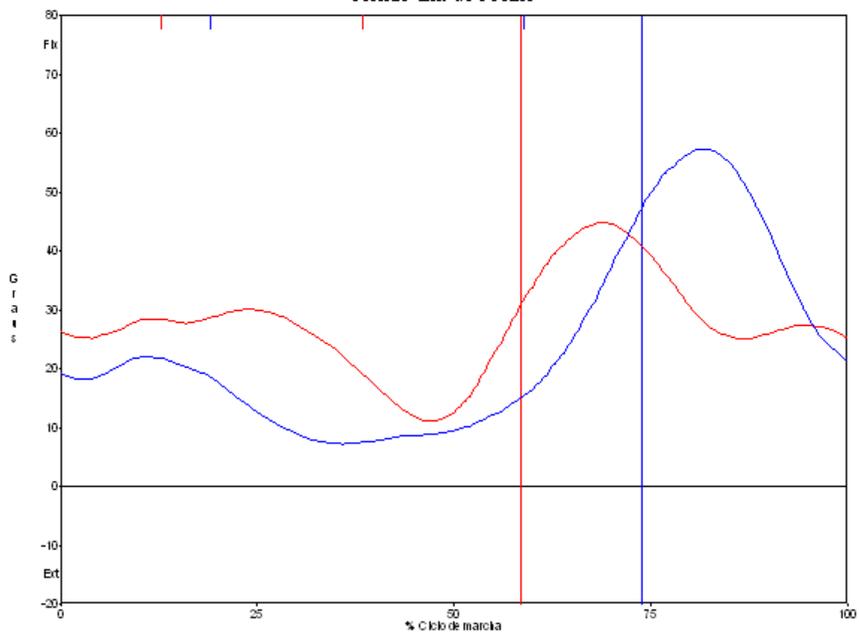
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

Relatório de Marcha de - Registro nº 12

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

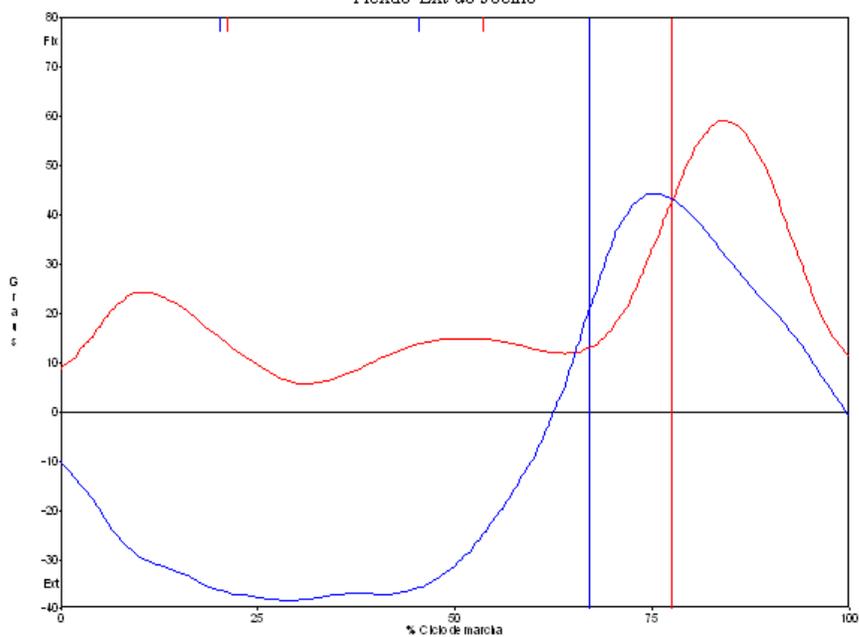
Relatório de Marcha de

- Registro nº 13

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

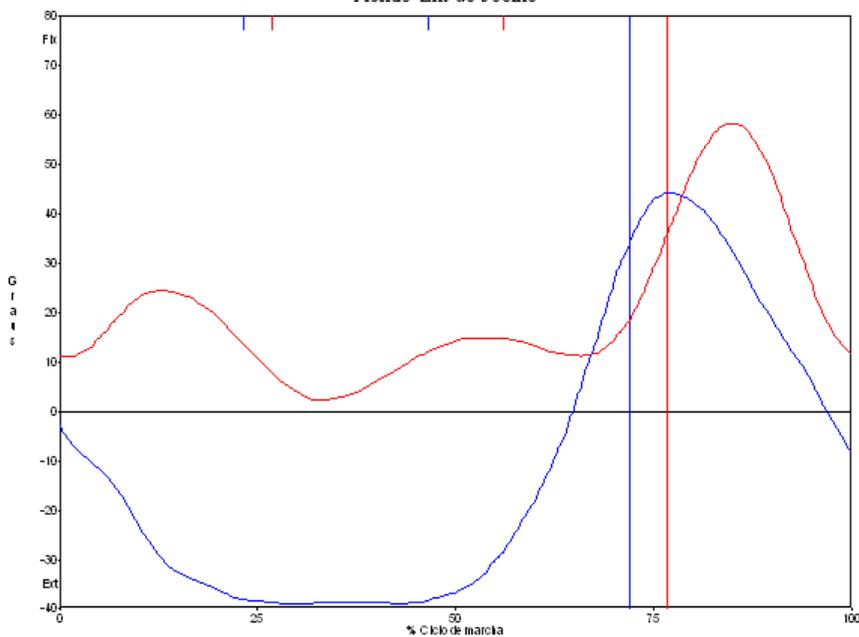
Relatório de Marcha de

- Registro nº 14

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

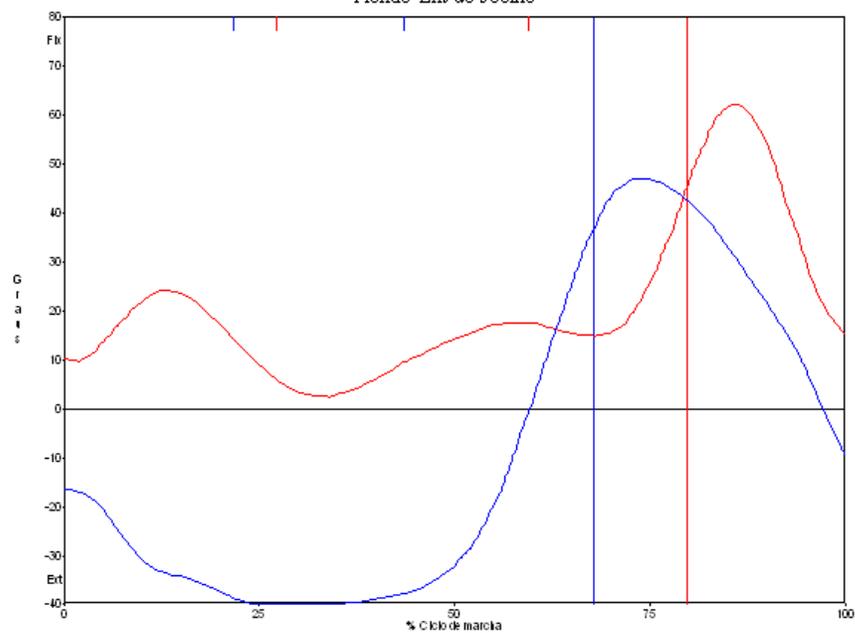
Relatório de Marcha de

- Registro nº 15

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

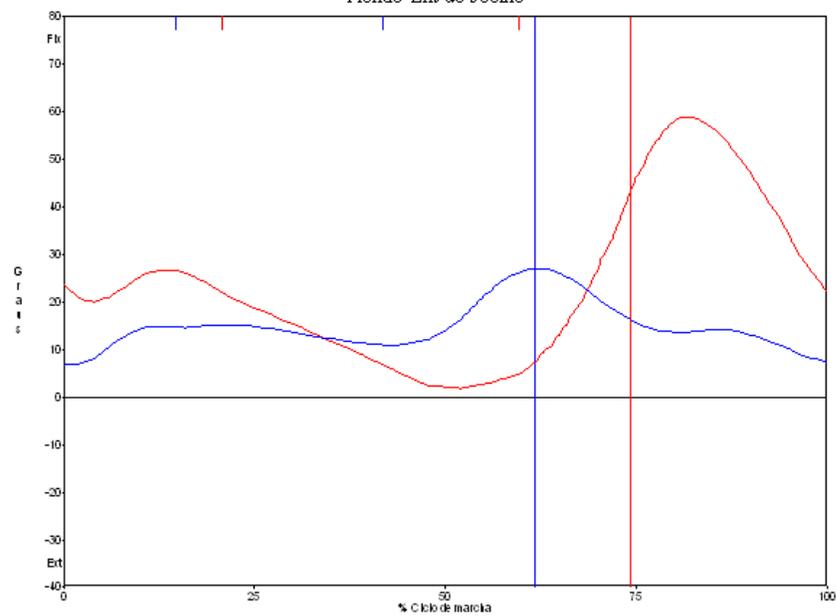
Relatório de Marcha de

- Registro nº 16

Comentários: Com EMG

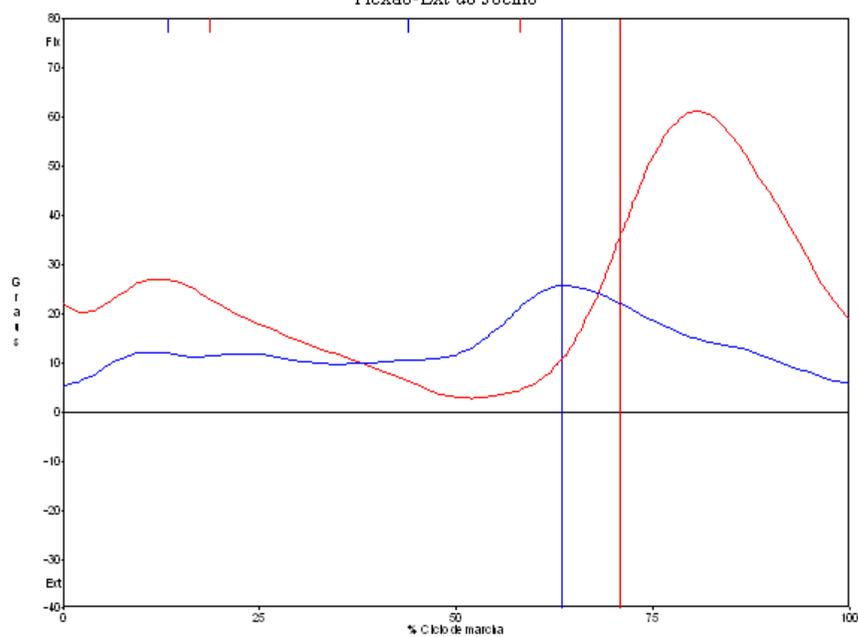
Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



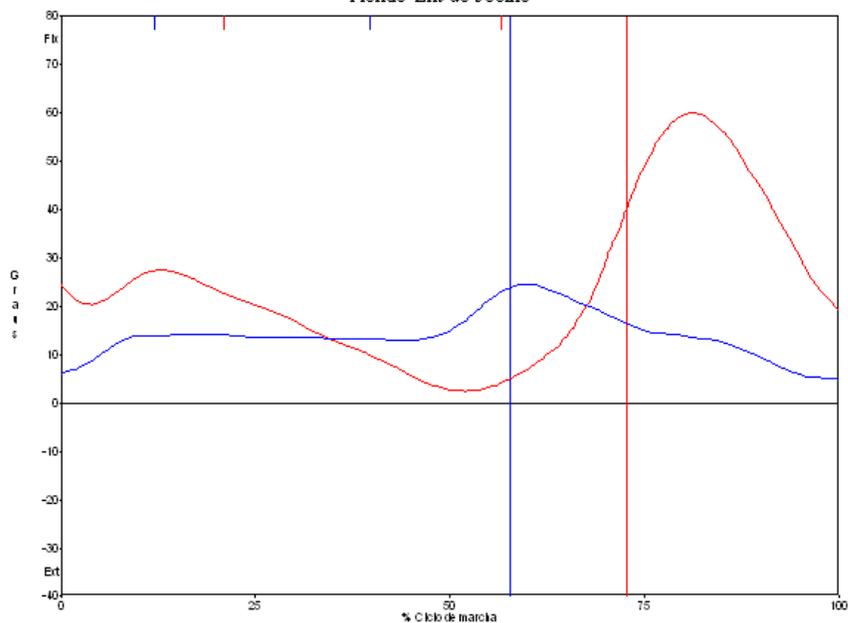
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.
Relatório de Marcha de - Registro nº 17

Comentários:
Rotações Angulares Articulares
Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.
Relatório de Marcha de - Registro nº 18

Comentários: Com EMG
Rotações Angulares Articulares
Flexão-Ext do Joelho

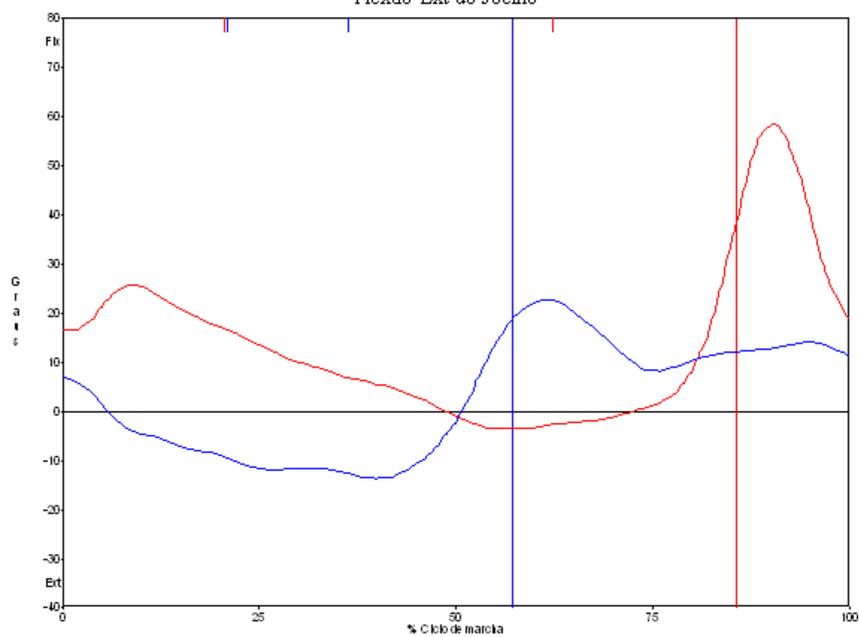


LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.
Relatório de Marcha de - Registro nº 19

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho

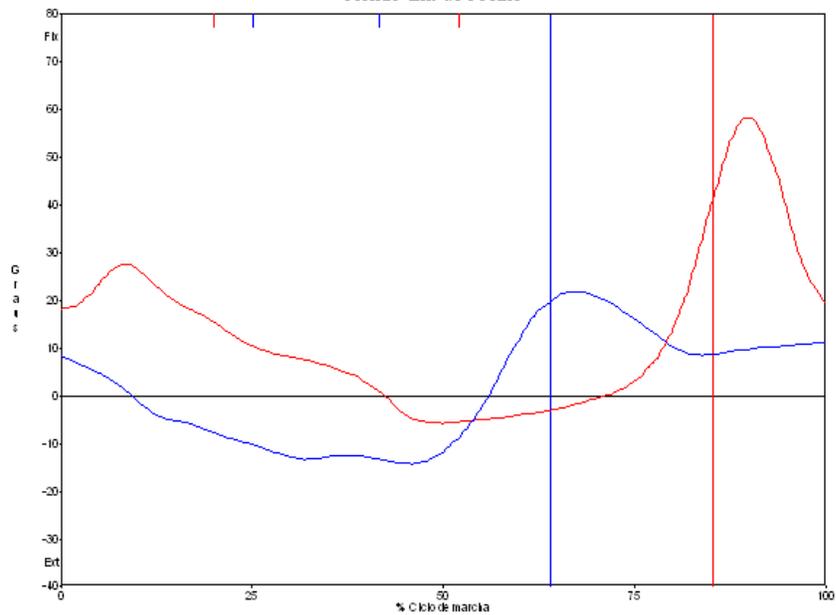


LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.
Relatório de Marcha de - Registro nº 20

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

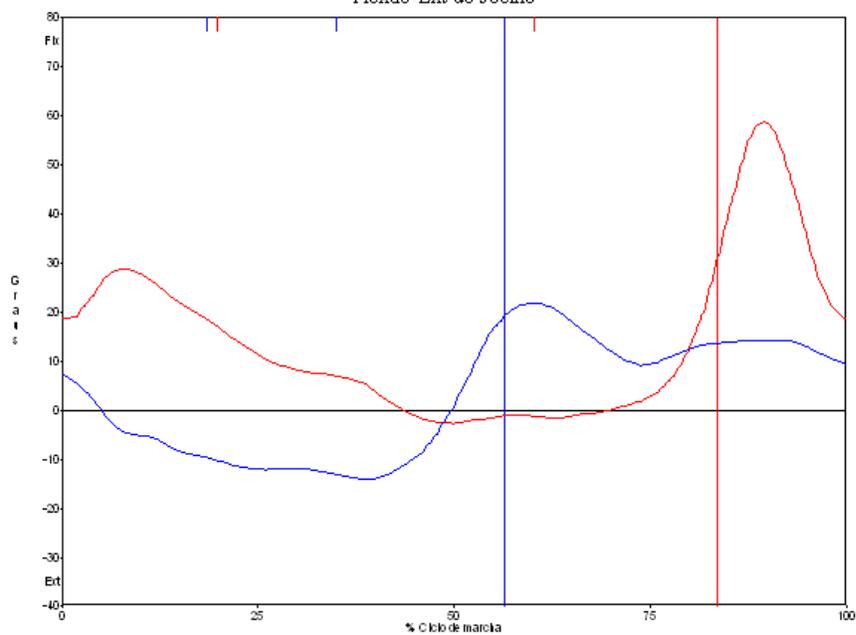
Relatório de Marcha de

- Registro nº 21

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

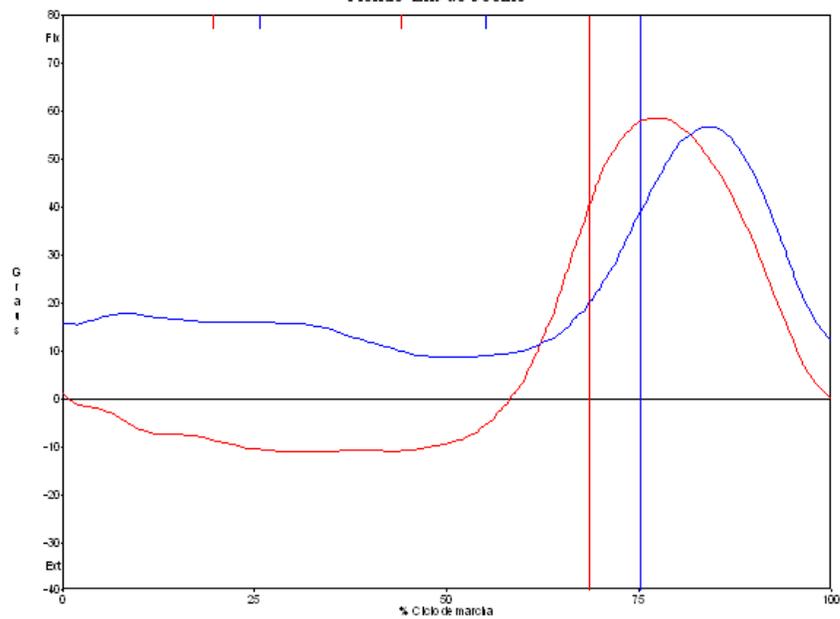
Relatório de Marcha de

- Registro nº 22

Comentários:

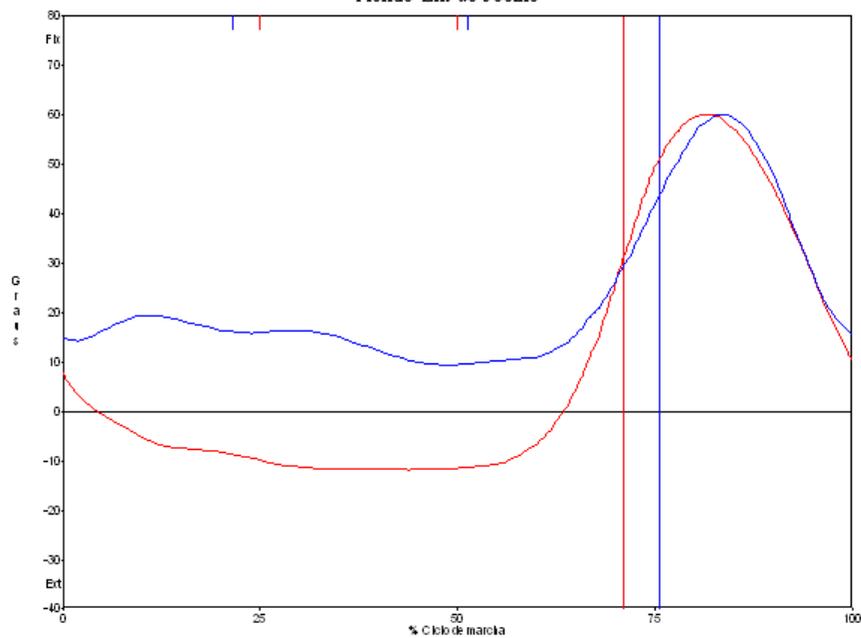
Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



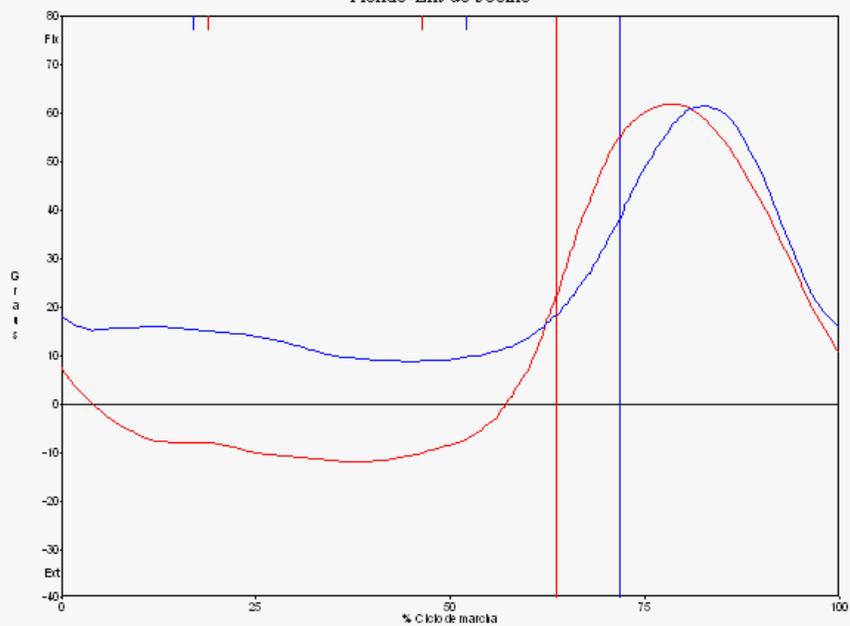
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.
Relatório de Marcha de - Registro nº 23

Comentários:
Rotações Angulares Articulares
Flexão-Ext do Joelho



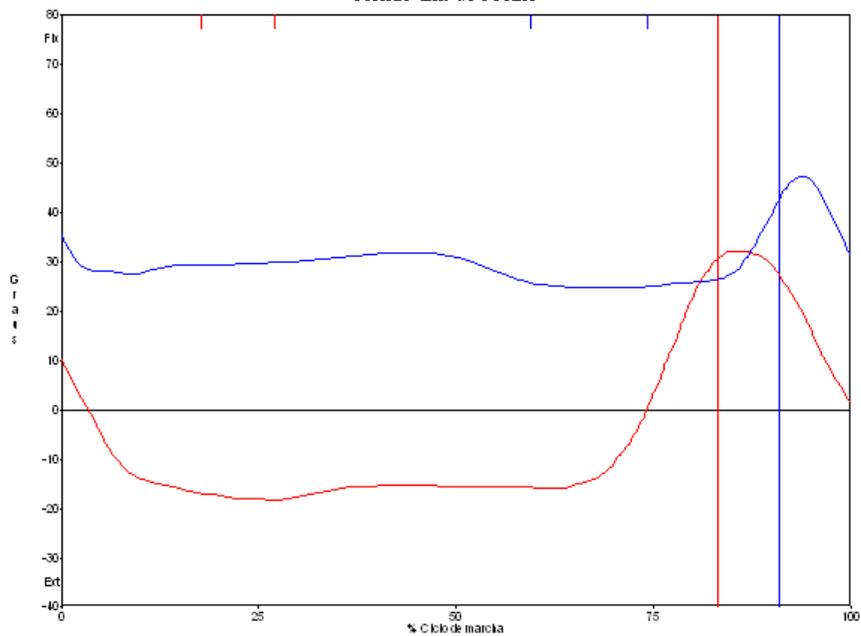
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.
Relatório de Marcha de - Registro nº 24

Comentários:
Rotações Angulares Articulares
Flexão-Ext do Joelho



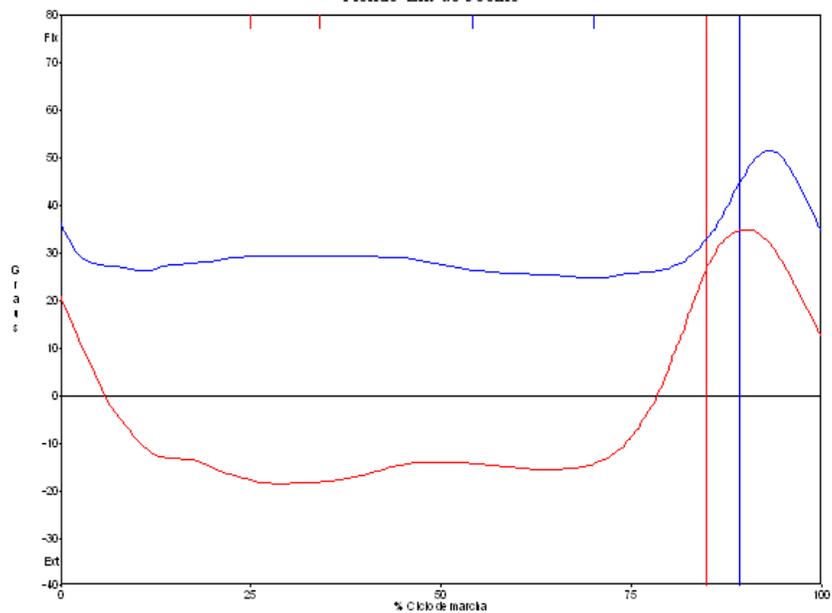
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.
Relatório de Marcha de - Registro nº 25

Comentários:
Rotações Angulares Articulares
Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.
Relatório de Marcha de - Registro nº 26

Comentários:
Rotações Angulares Articulares
Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

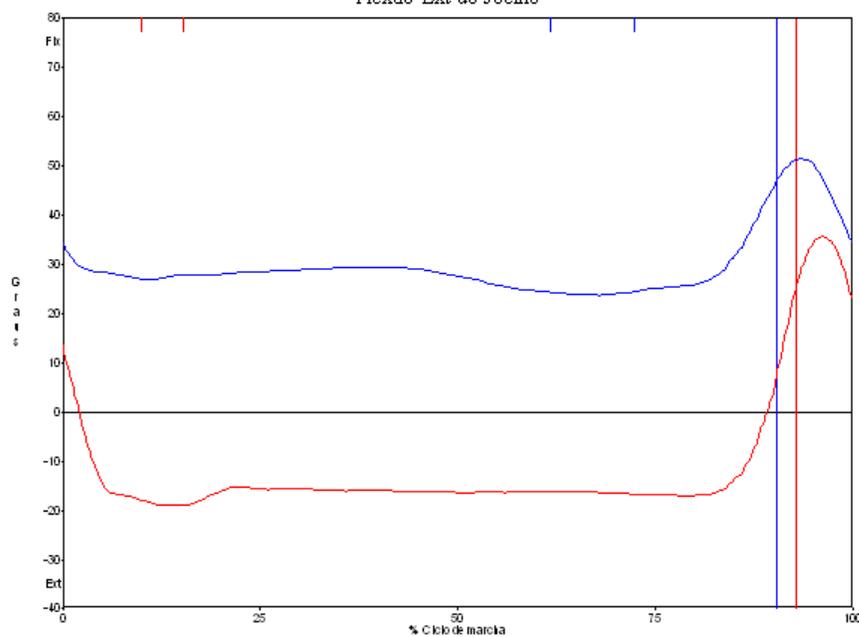
Relatório de Marcha de

- Registro nº 27

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

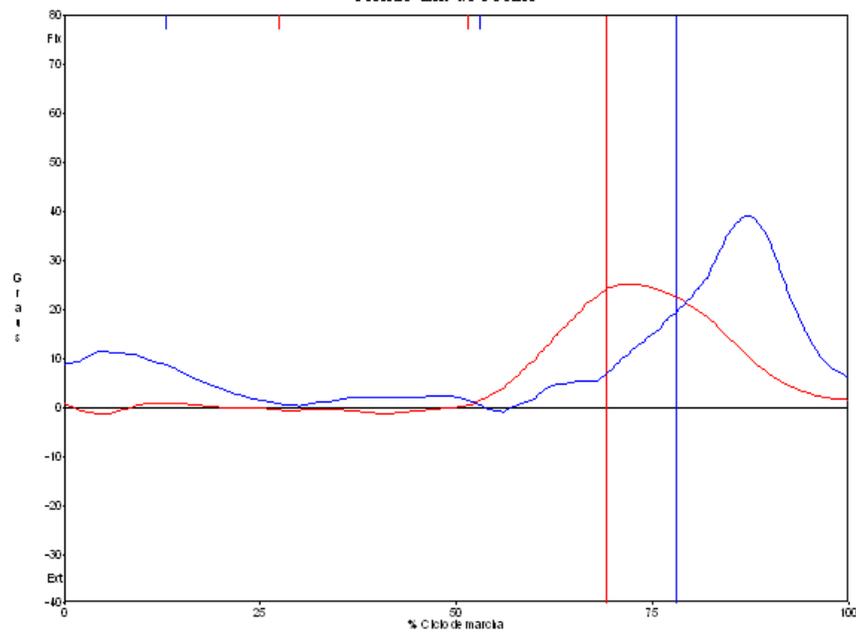
Relatório de Marcha de

- Registro nº 28

Comentários: sem ortese

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



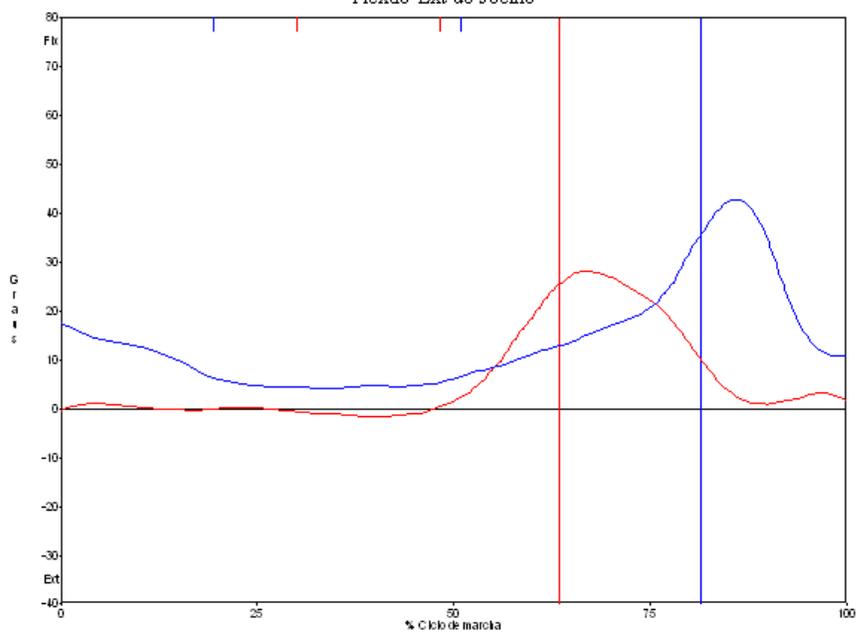
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

Relatório de Marcha de - Registro nº 29

Comentários: sem ortese

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



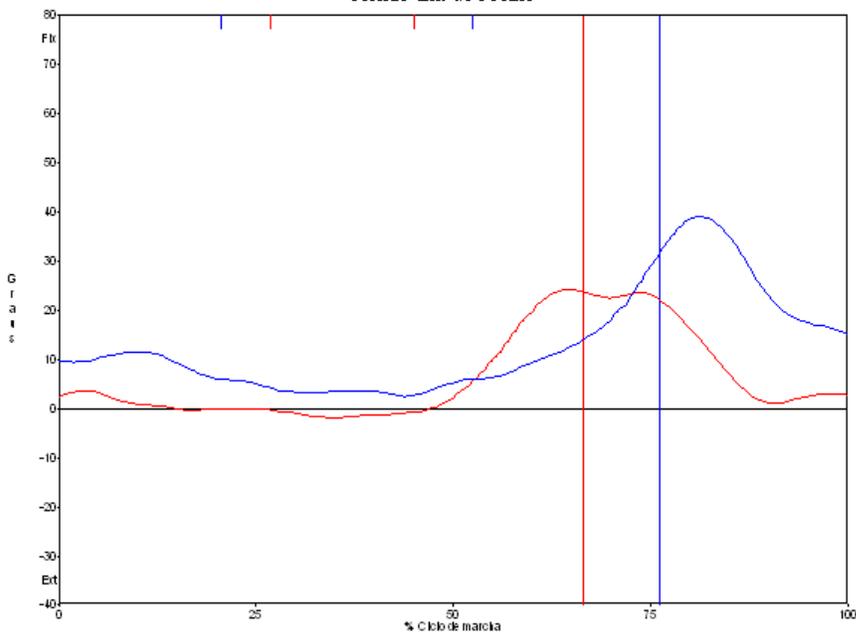
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

Relatório de Marcha de - Registro nº 30

Comentários: sem ortese

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

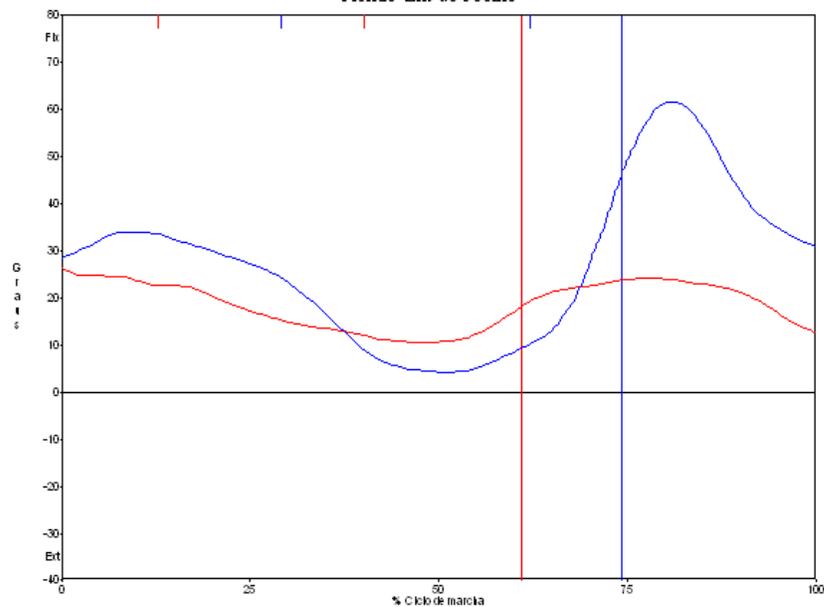
Relatório de Marcha de

- Registro nº 31

Comentários:

rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

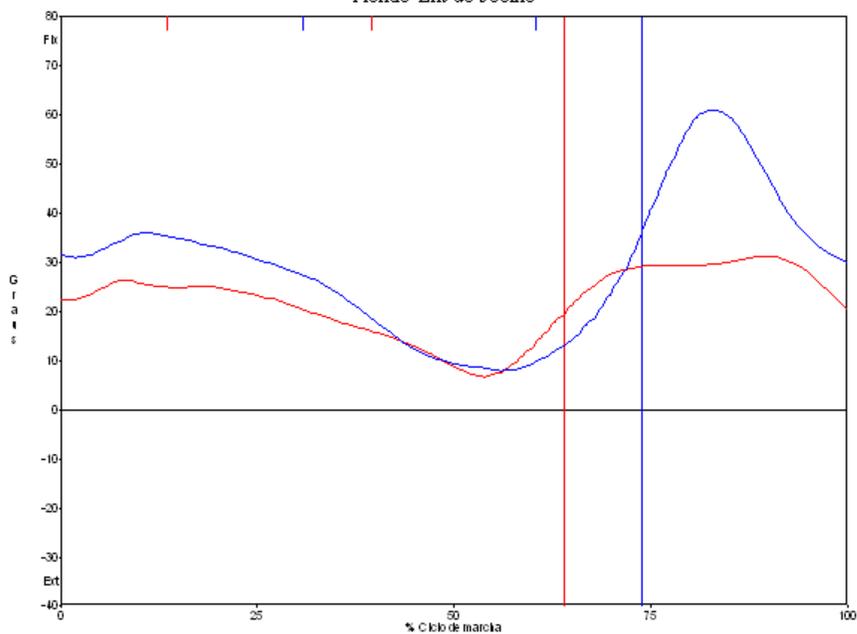
Relatório de Marcha de

- Registro nº 32

Comentários:

rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

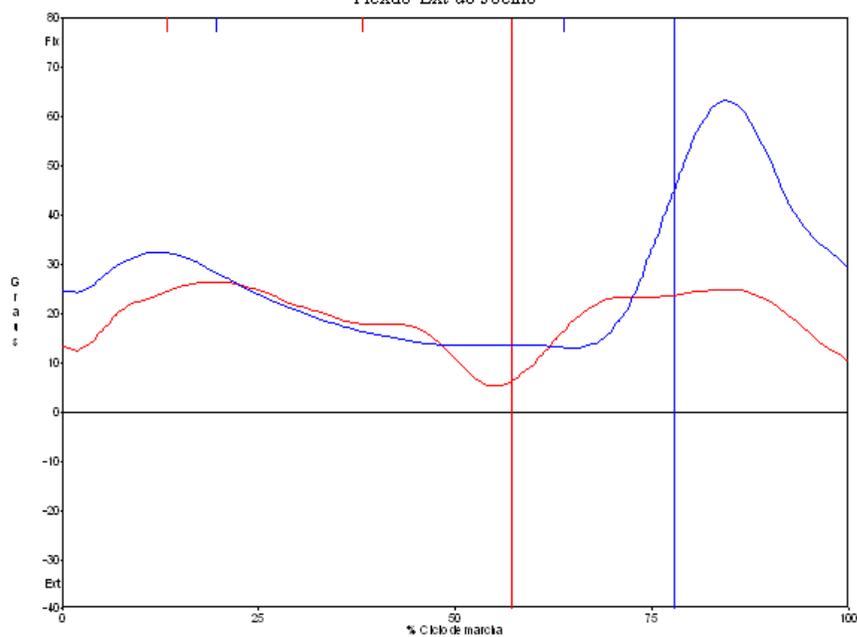
Relatório de Marcha de

- Registro nº 33

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

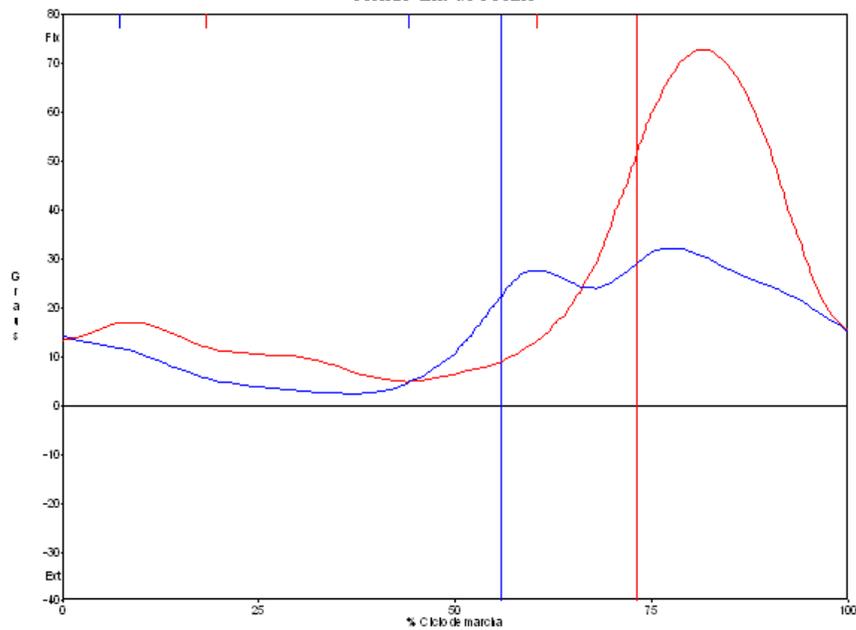
Relatório de Marcha de

- Registro nº 34

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

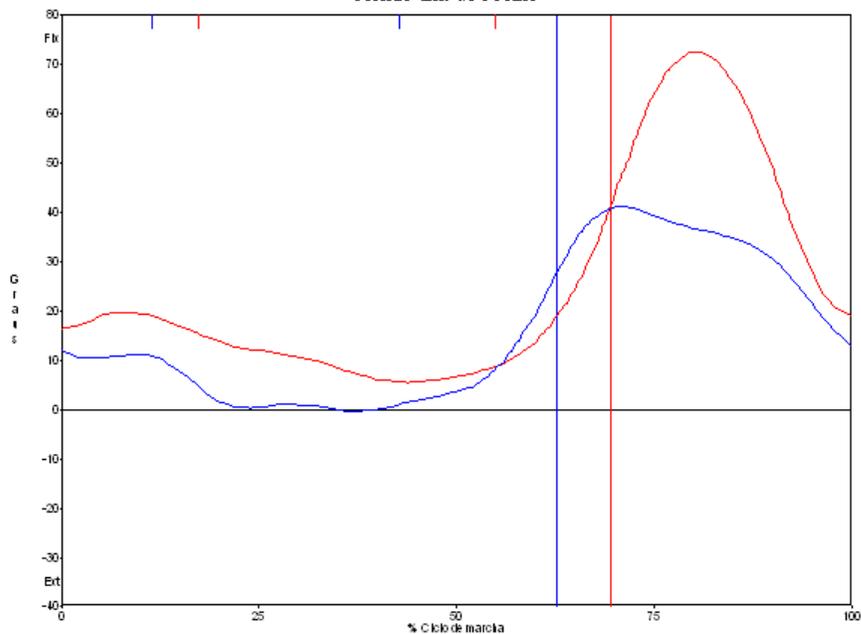
Relatório de Marcha de

- Registro nº 35

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

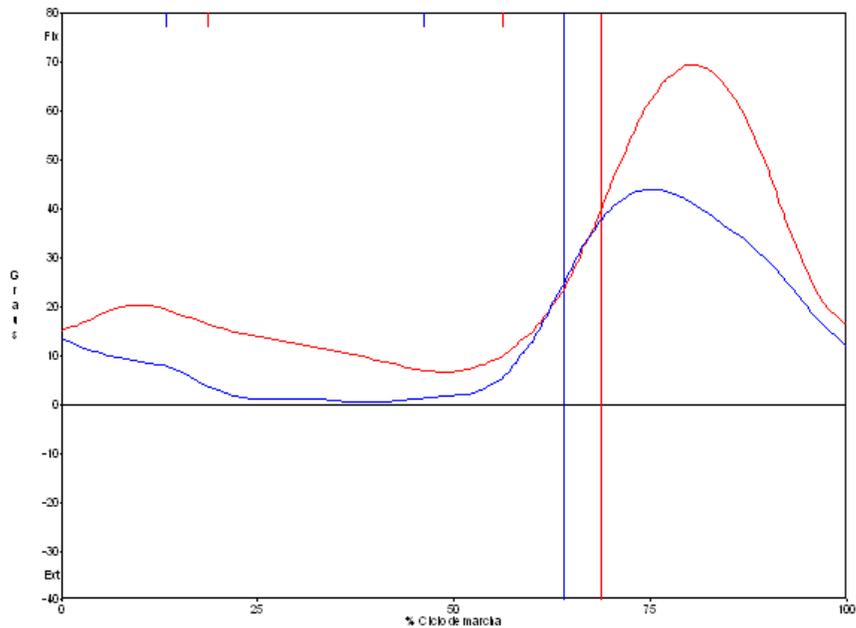
Relatório de Marcha de

- Registro nº 36

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

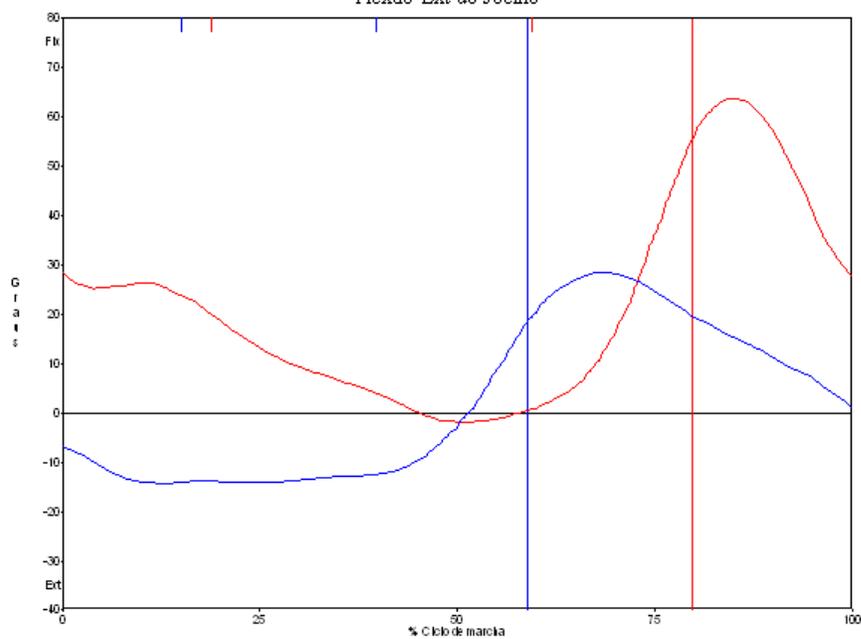
Relatório de Marcha de

- Registro nº 37

Comentários: sem bengala

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

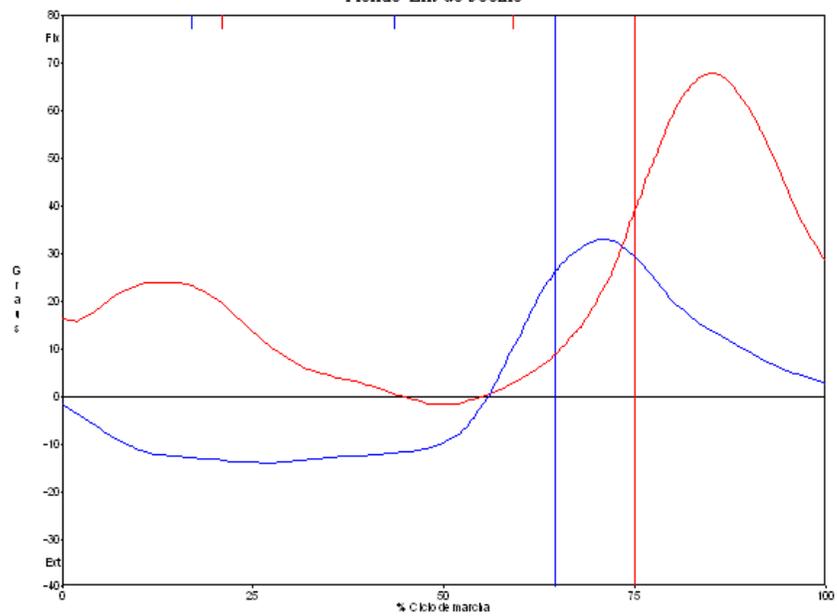
Relatório de Marcha de

- Registro nº 38

Comentários: sem bengala

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



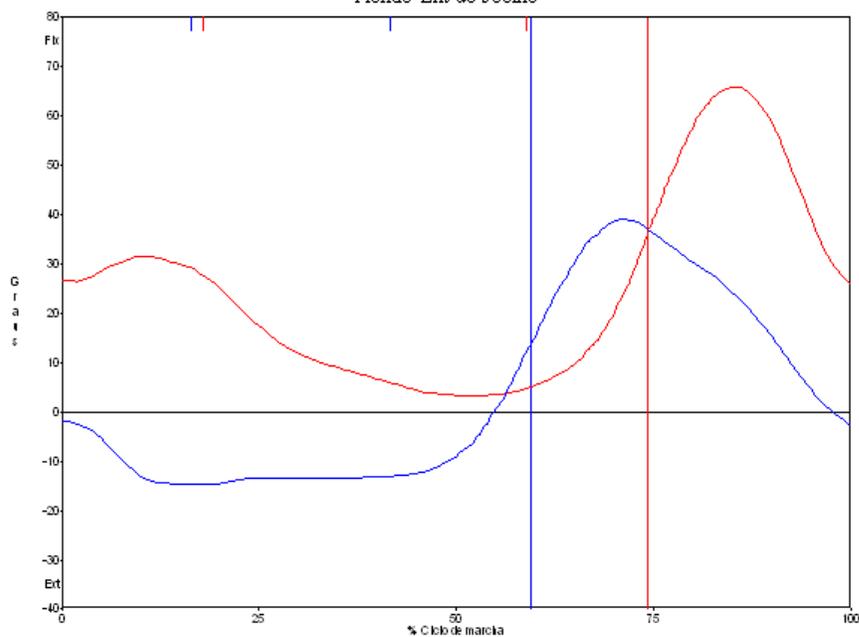
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

Relatório de Marcha de - Registro nº 39

Comentários: sem bengala

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



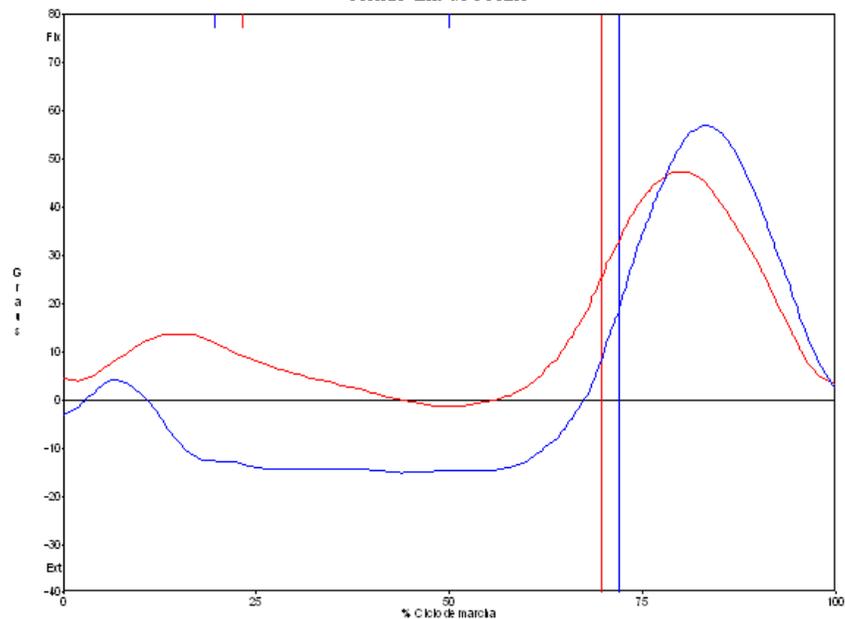
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

Relatório de Marcha de - Registro nº 40

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



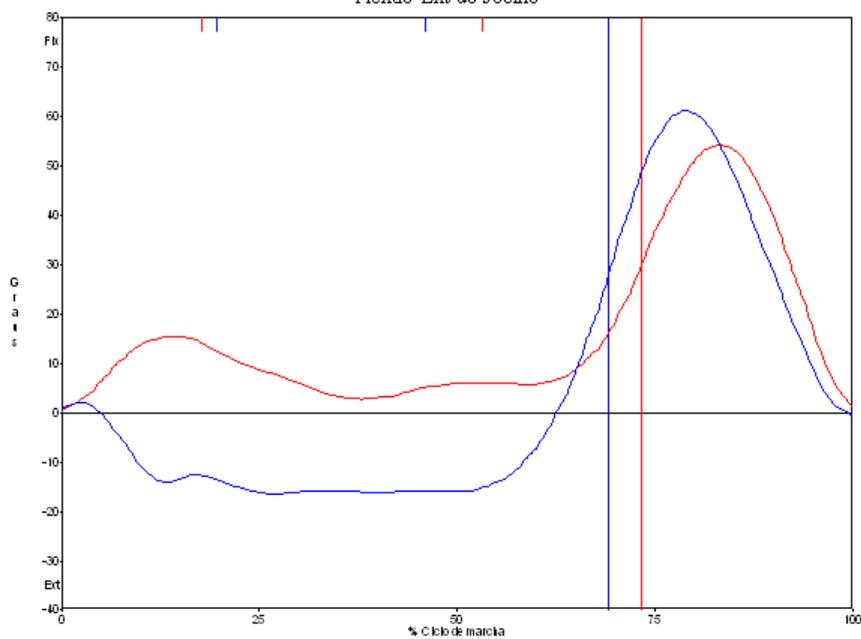
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

Relatório de Marcha de - Registro nº 41

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



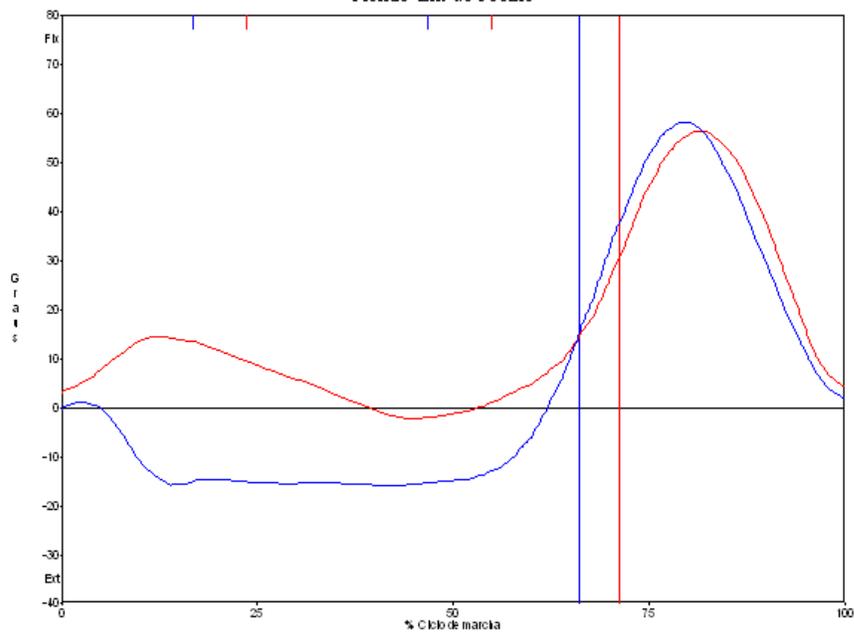
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

Relatório de Marcha de - Registro nº 42

Comentários:

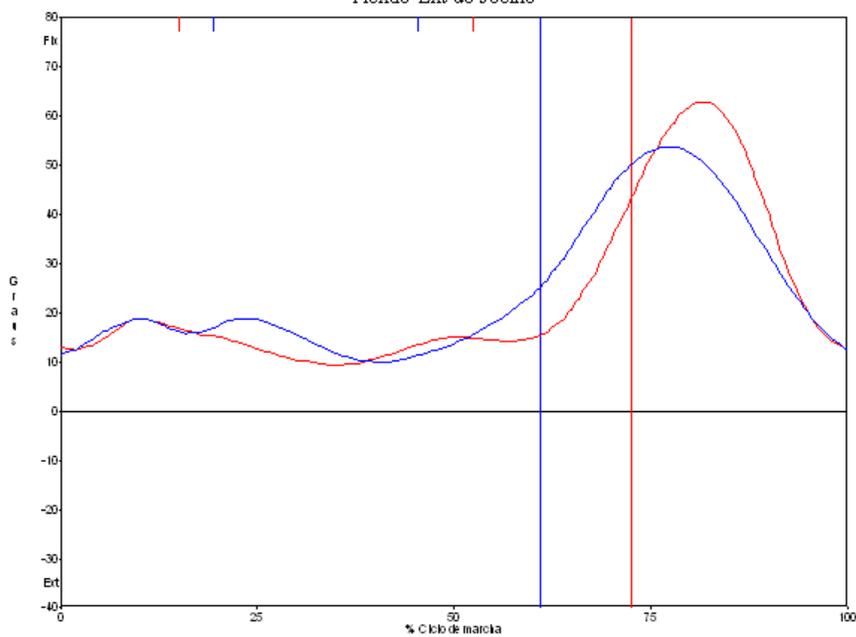
Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



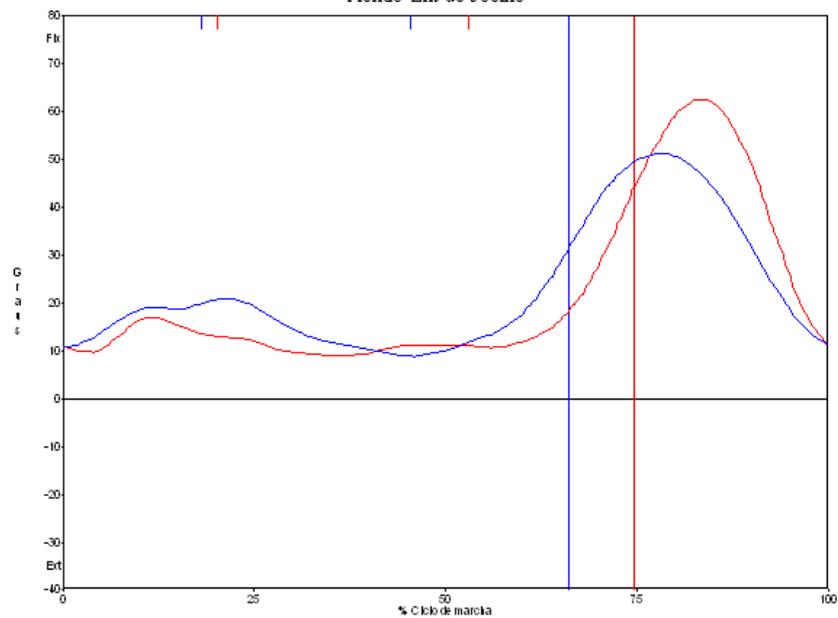
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.
Relatório de Marcha de - Registro nº 43

Comentários:
Rotações Angulares Articulares
Flexão-Ext do Joelho



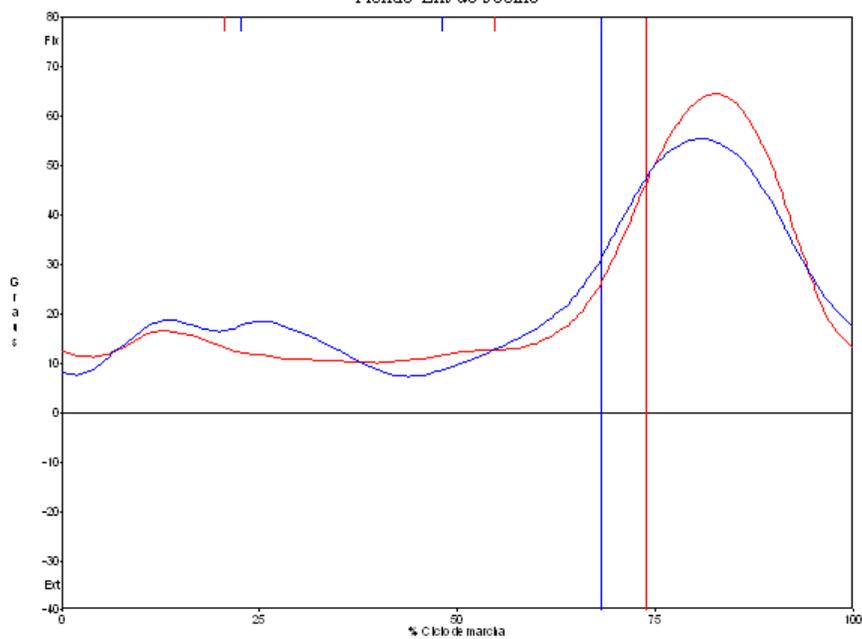
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.
Relatório de Marcha de - Registro nº 44

Comentários:
Rotações Angulares Articulares
Flexão-Ext do Joelho



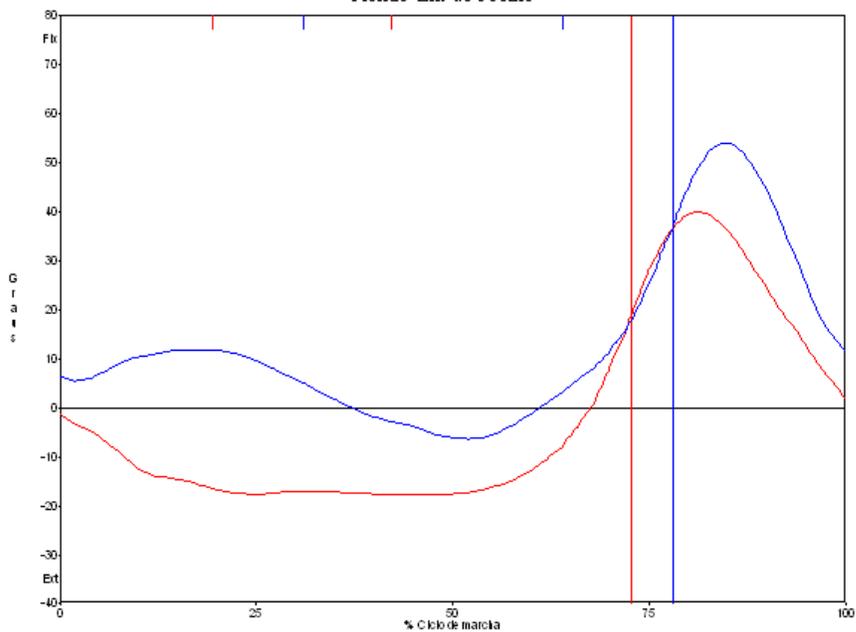
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.
Relatório de Marcha de - Registro nº 45

Comentários:
Rotações Angulares Articulares
Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.
Relatório de Marcha de - Registro nº 46

Comentários:
Rotações Angulares Articulares
Flexão-Ext do Joelho



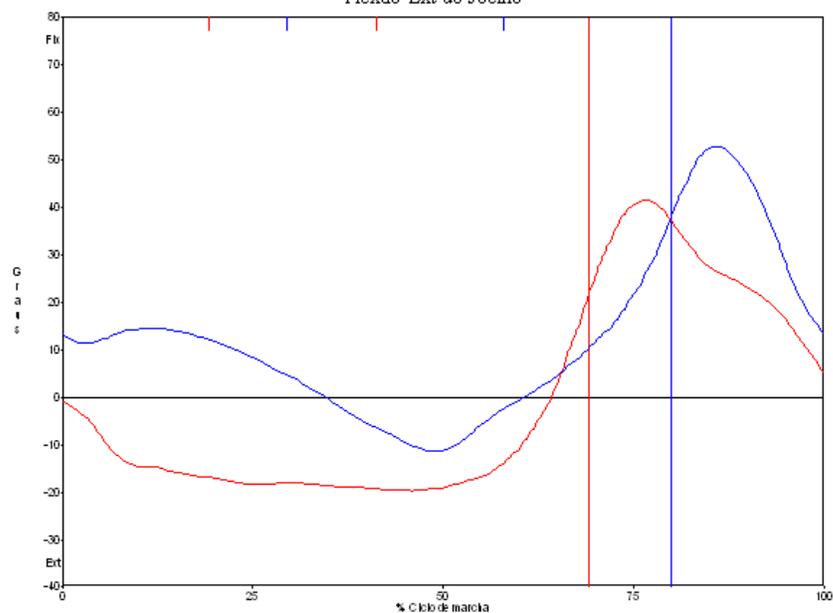
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.
Relatório de Marcha de

- Registro nº 47

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



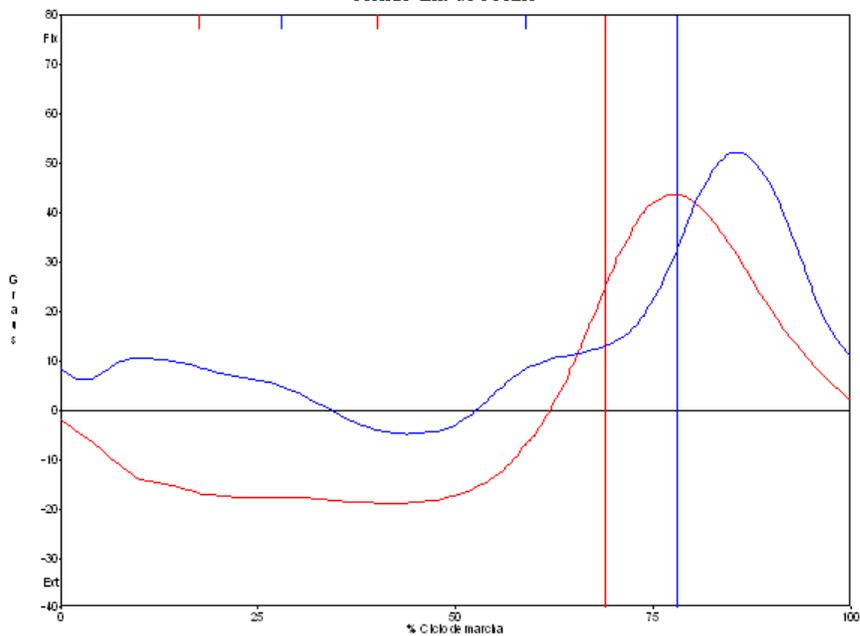
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.
Relatório de Marcha de

- Registro nº 48

Comentários:

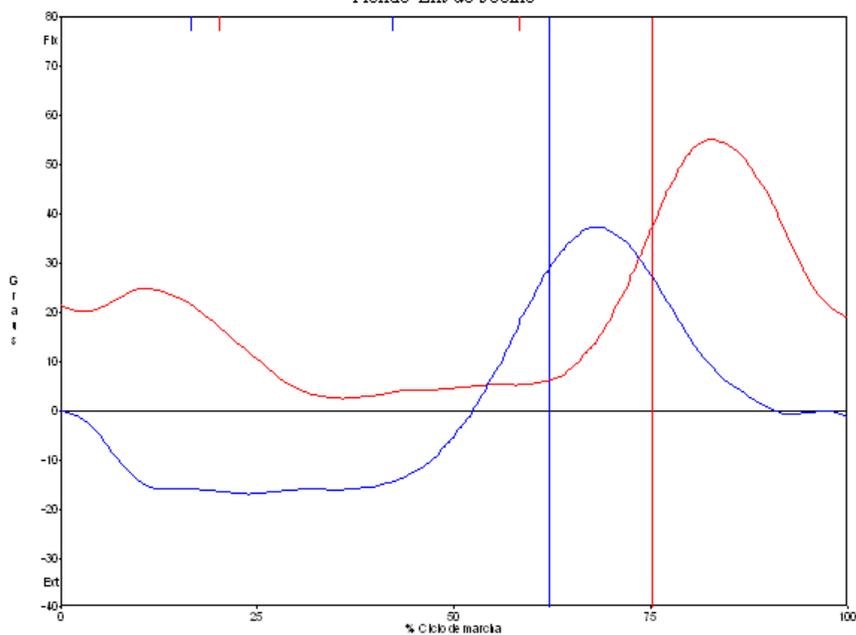
Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



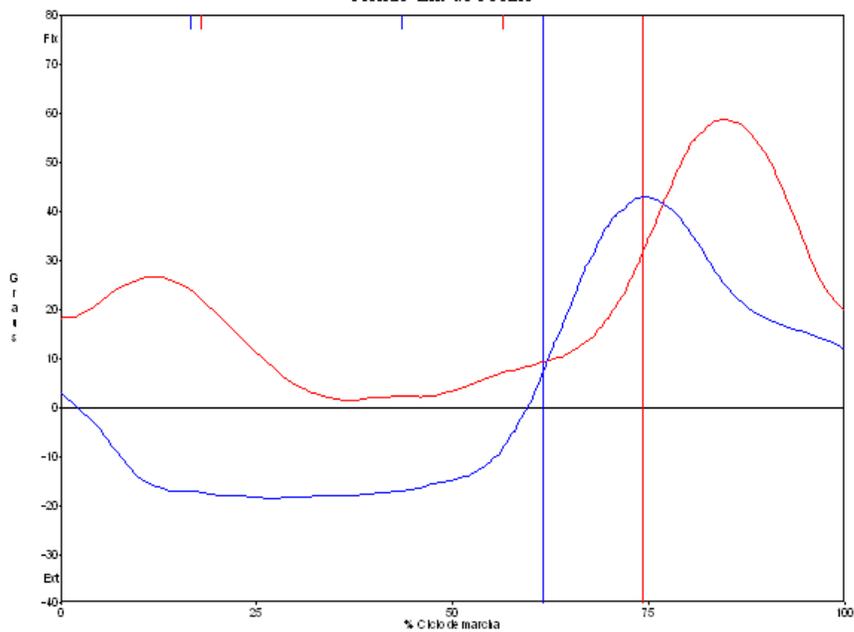
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.
Relatório de Marcha de - Registro nº 49

Comentários:
Rotações Angulares Articulares
Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.
Relatório de Marcha de - Registro nº 50

Comentários:
Rotações Angulares Articulares
Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

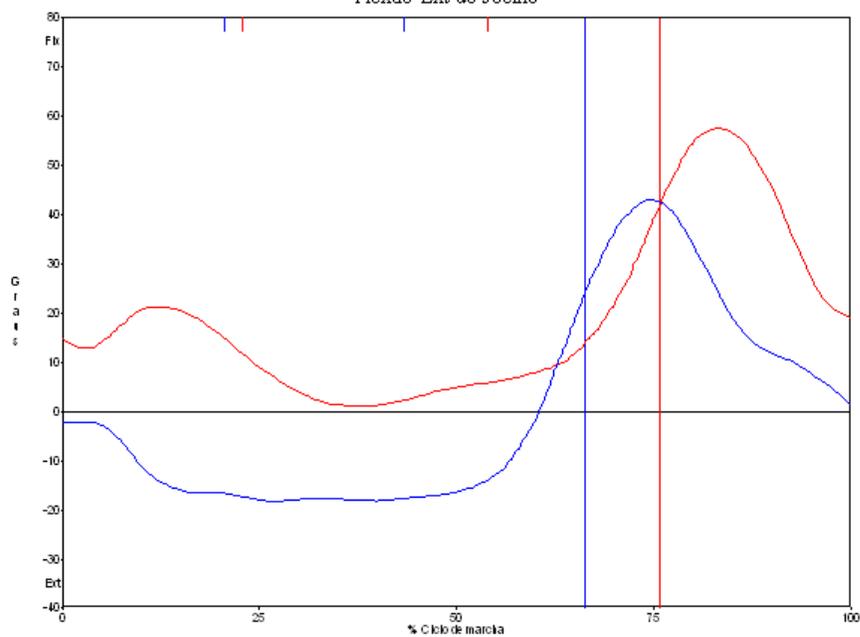
Relatório de Marcha de

- Registro nº51

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

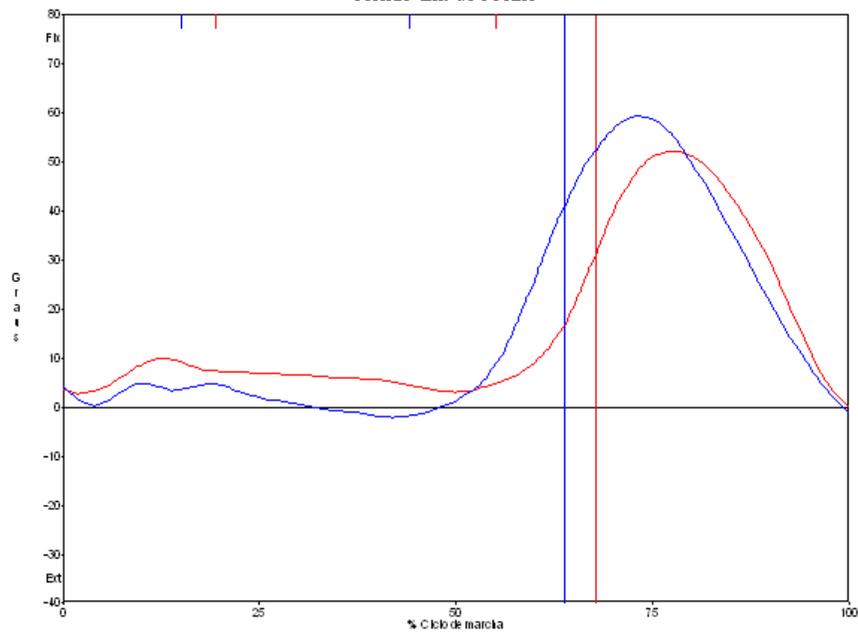
Relatório de Marcha de

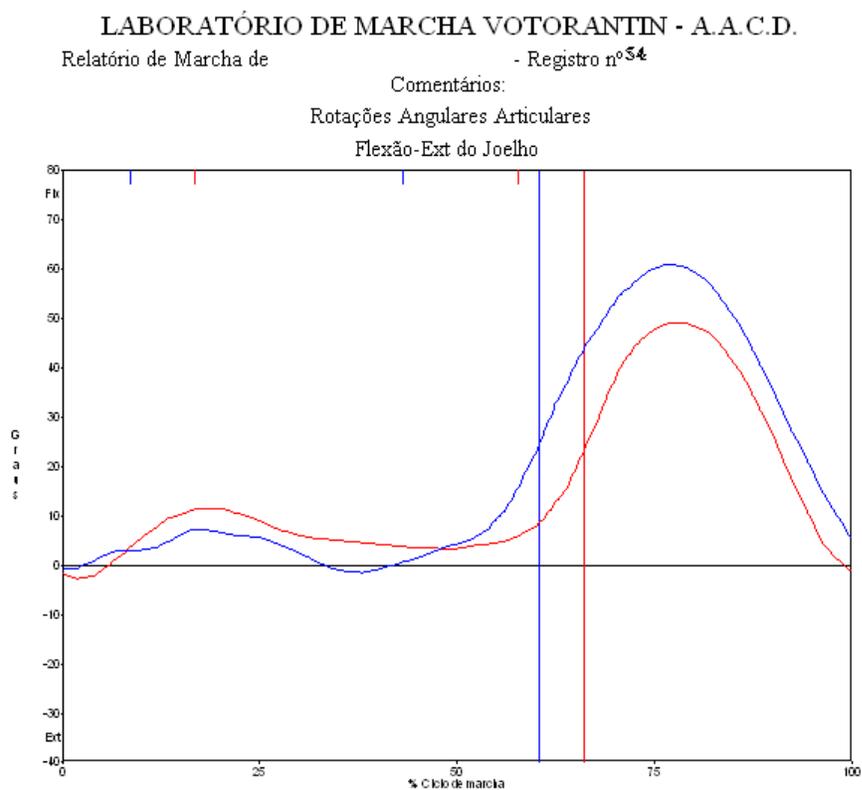
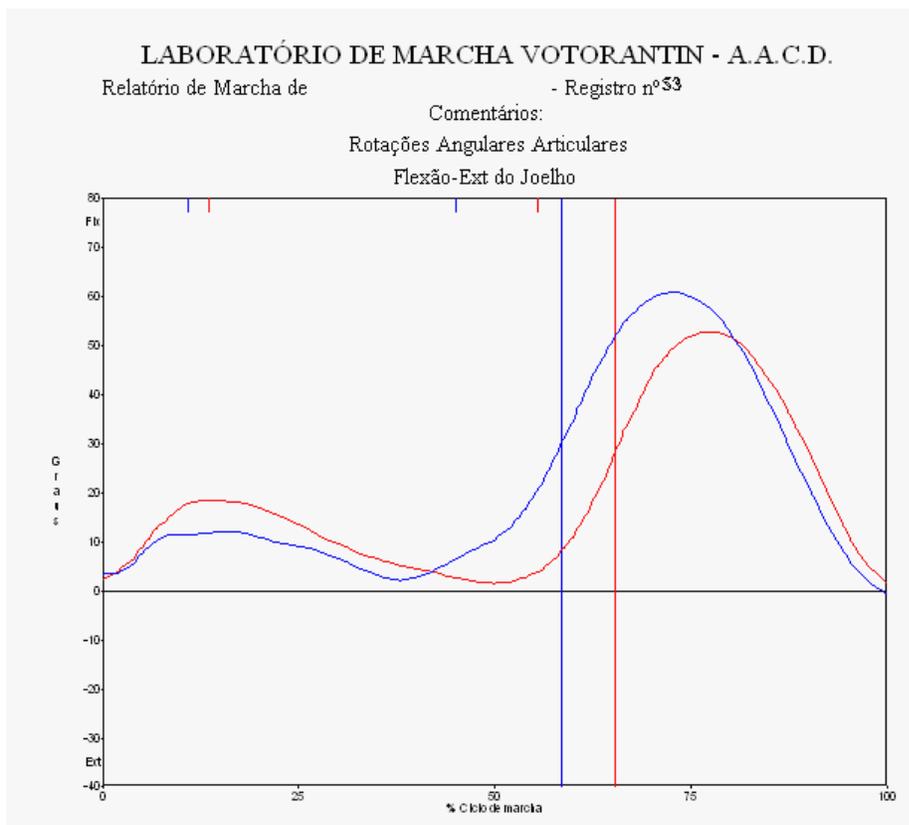
- Registro nº52

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

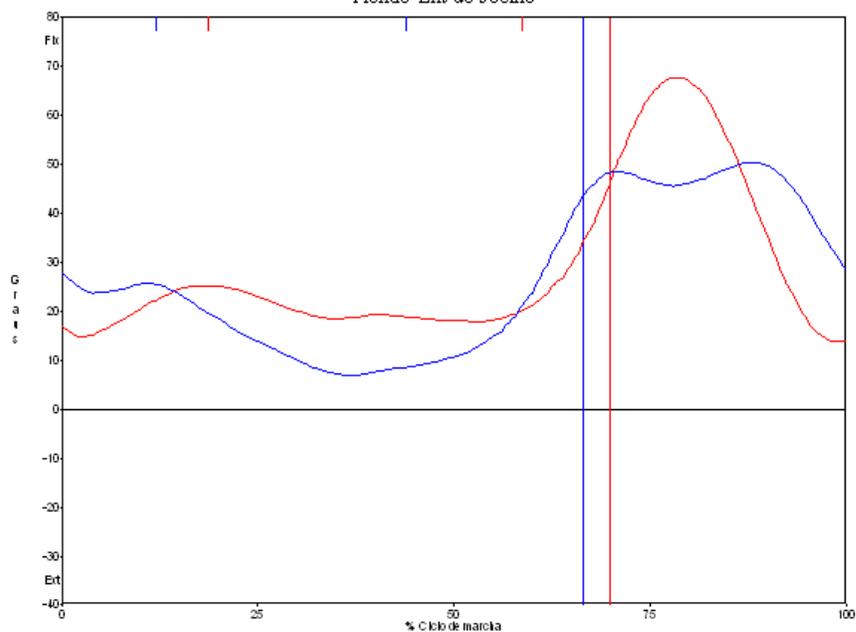
Flexão-Ext do Joelho





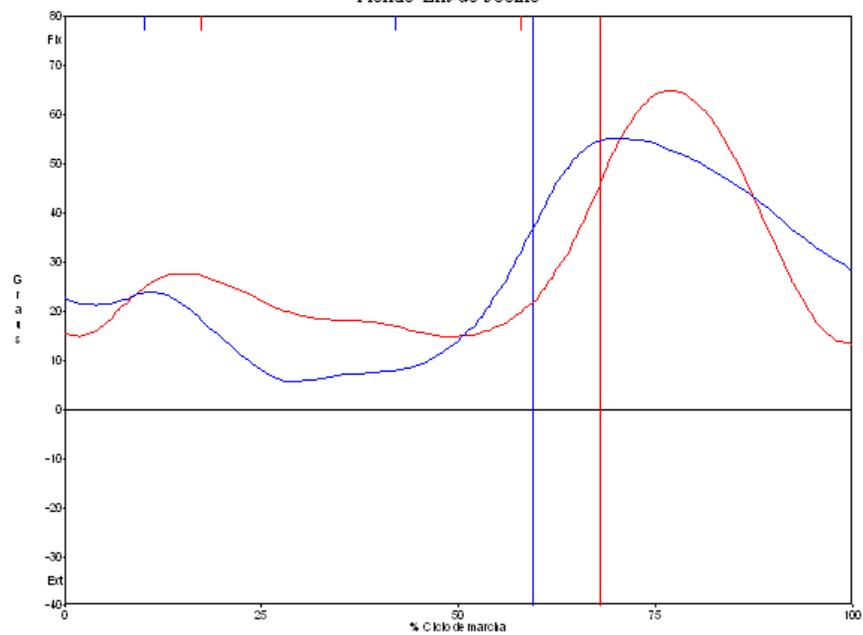
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.
Relatório de Marcha de - Registro nº 35

Comentários:
Rotações Angulares Articulares
Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.
Relatório de Marcha de - Registro nº 36

Comentários:
Rotações Angulares Articulares
Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

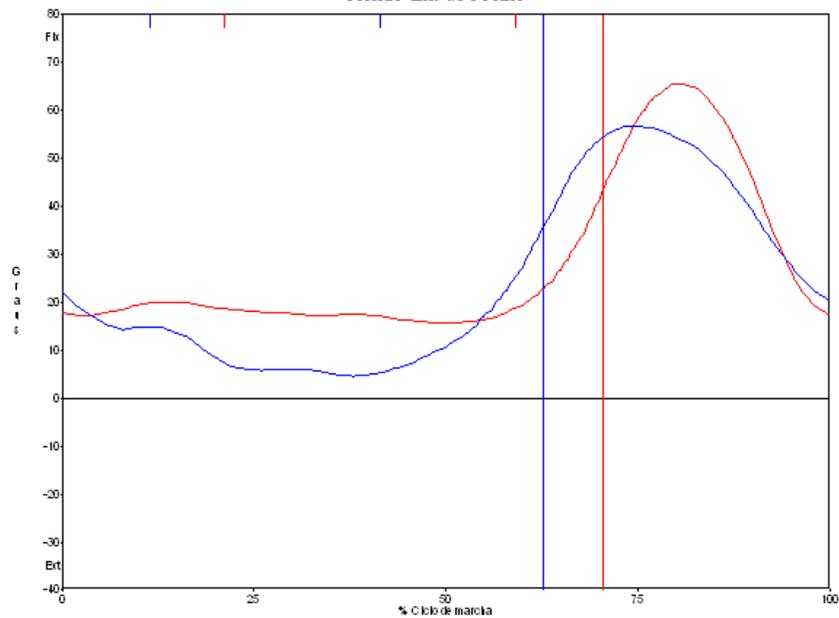
Relatório de Marcha de

- Registro nº 57

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

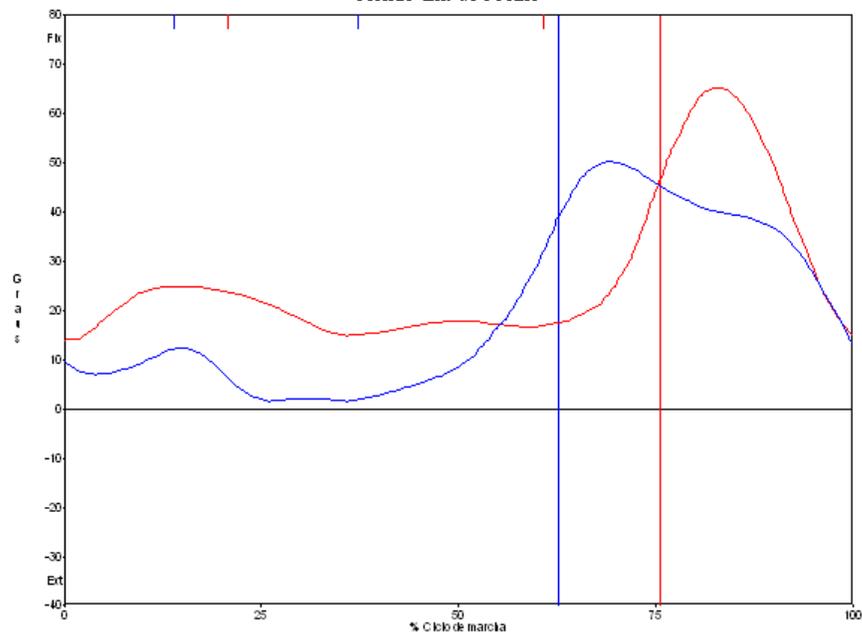
Relatório de Marcha de

- Registro nº 58

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

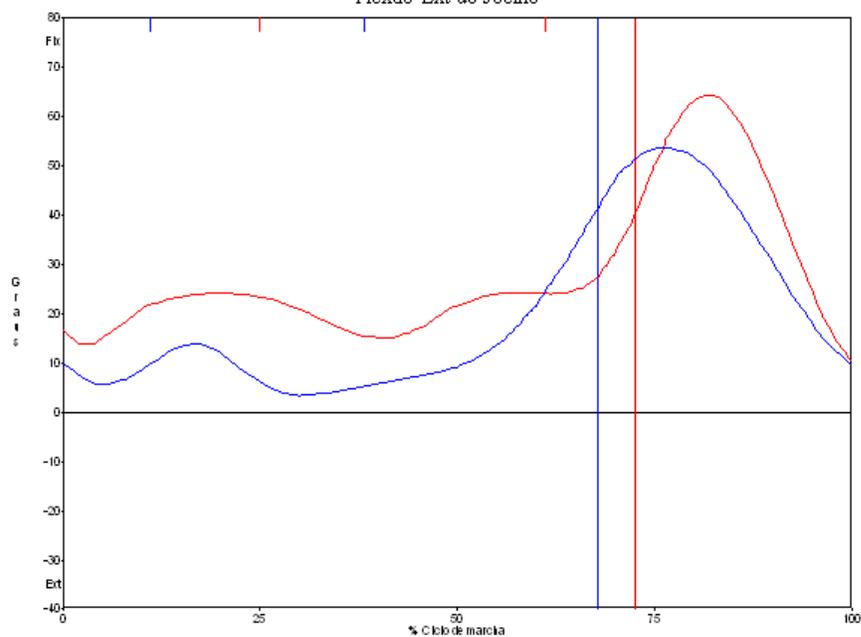
Relatório de Marcha de

- Registro nº 59

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

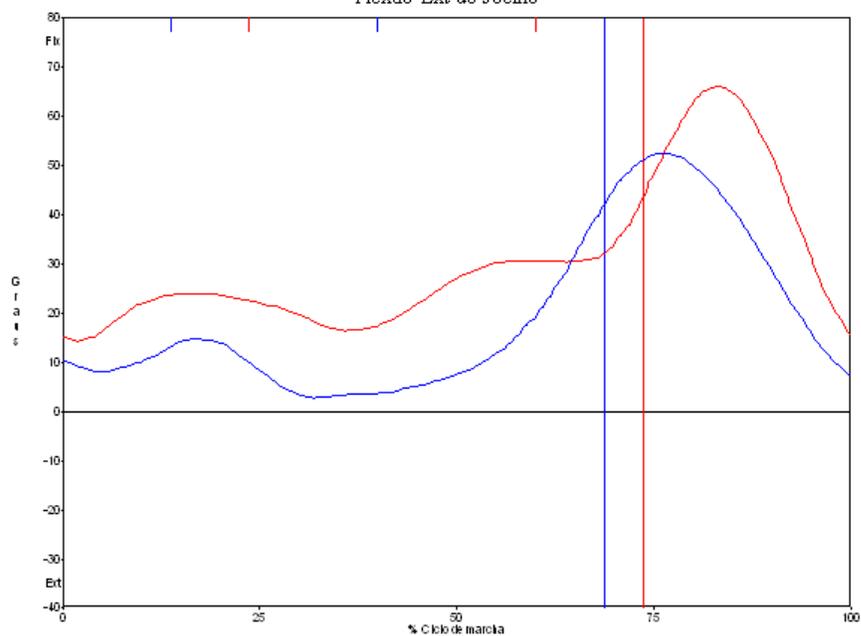
Relatório de Marcha de

- Registro nº 60

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



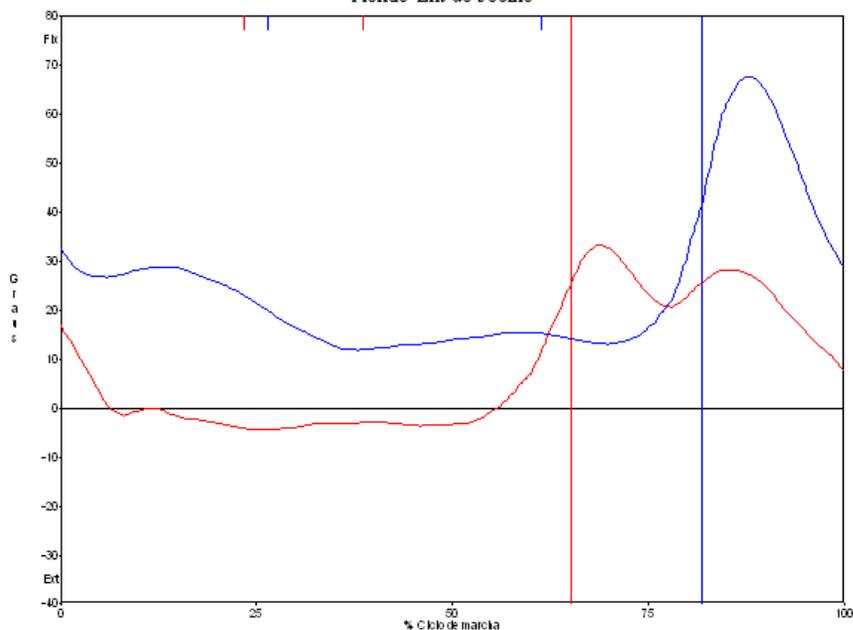
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

Relatório de Marcha de - Registro nº 61

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



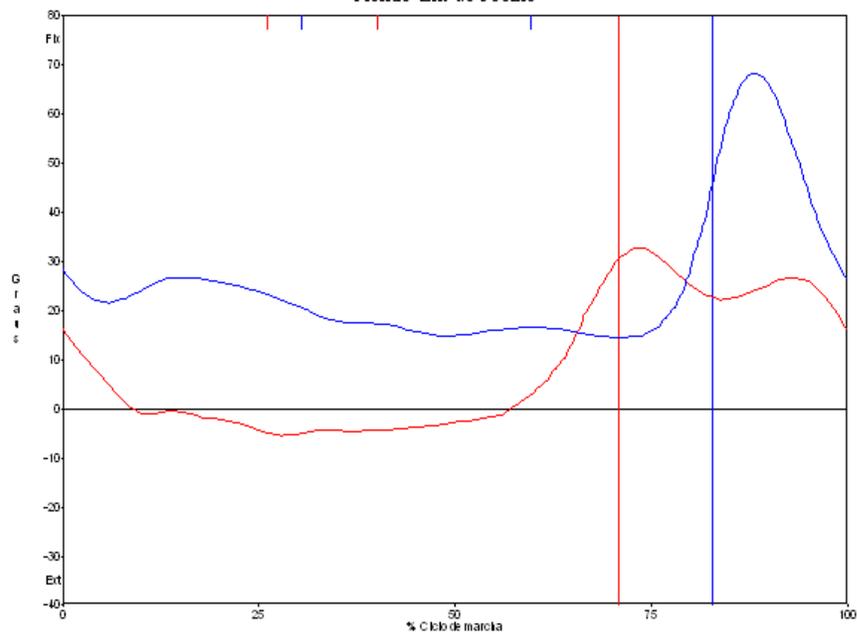
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

Relatório de Marcha de - Registro nº 62

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

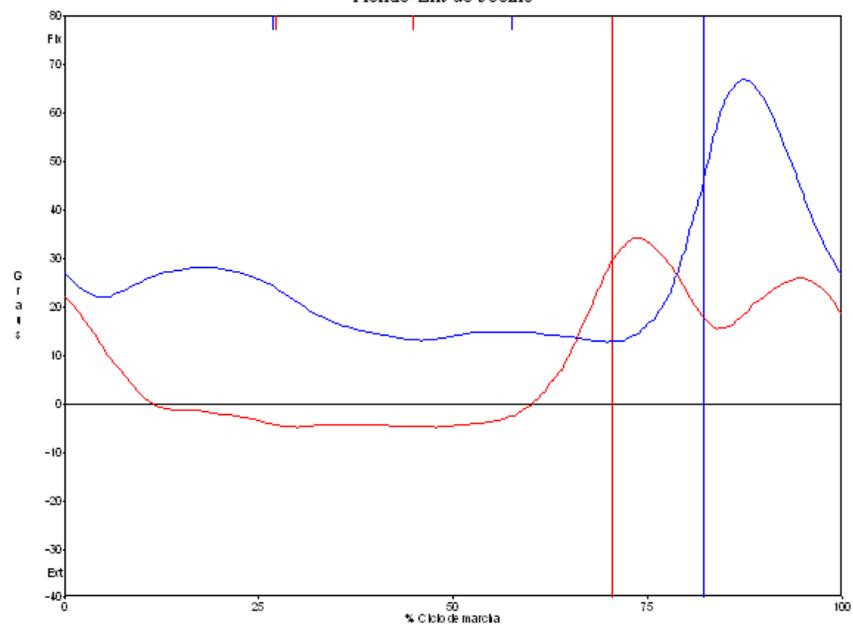
Relatório de Marcha de

- Registro nº 63

Comentários:

Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.

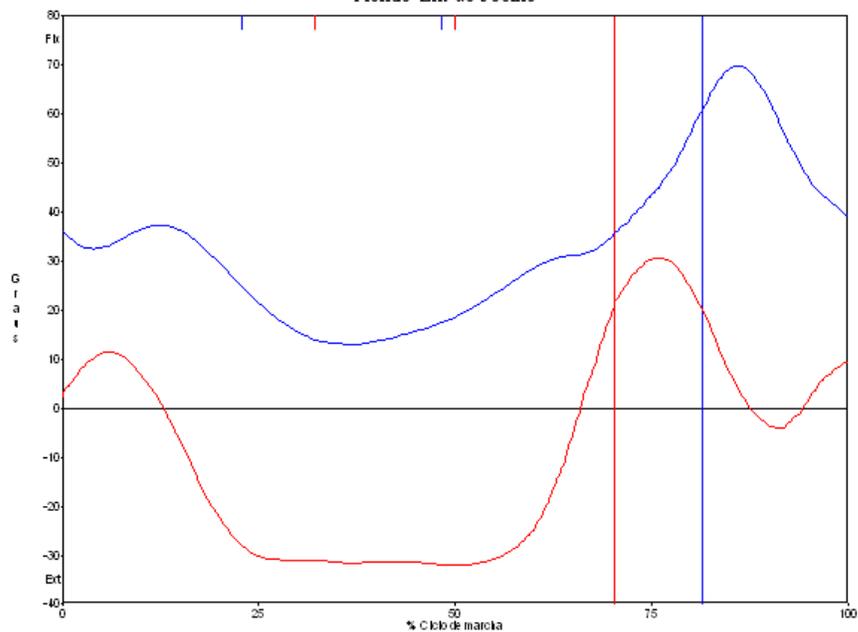
Relatório de Marcha de

- Registro nº 64

Comentários:

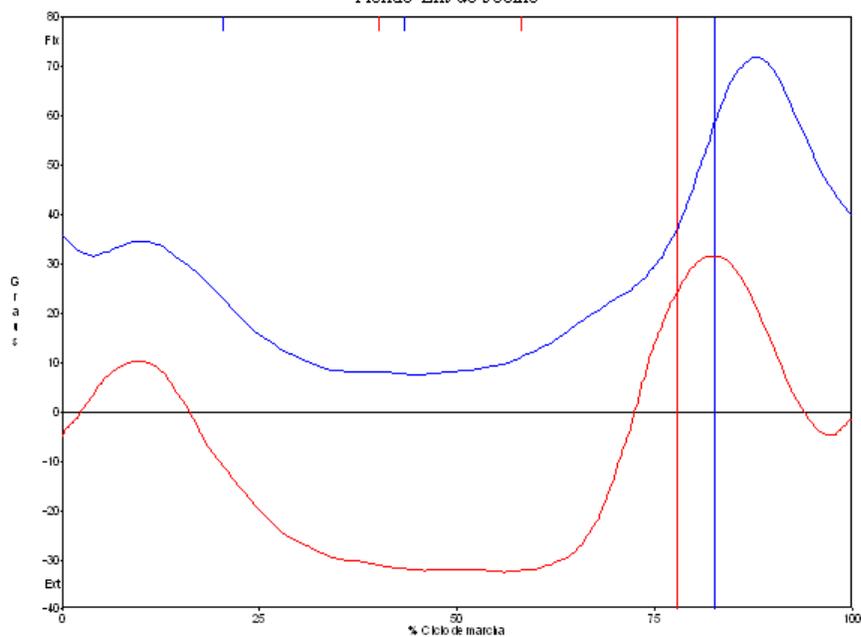
Rotações Angulares Articulares

Flexão-Ext do Joelho



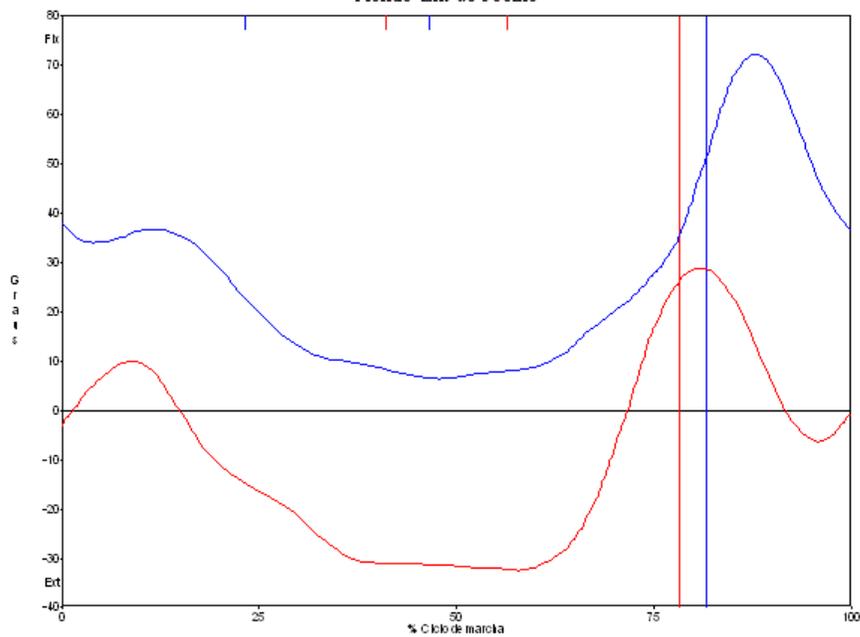
LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.
Relatório de Marcha de - Registro nº 65

Comentários:
Rotações Angulares Articulares
Flexão-Ext do Joelho



LABORATÓRIO DE MARCHA VOTORANTIN - A.A.C.D.
Relatório de Marcha de - Registro nº 66

Comentários:
Rotações Angulares Articulares
Flexão-Ext do Joelho



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS *

Amar, J. Trotoir dynamographique. comptes rendus hebdomadaires des séances de l'Académie des Sciences. v.163, p.:130-37, 1916.

Burdett, R.G.; Borello-France, D.; Blatchly, C.; Poptter, C. Gait comparison of subjects with hemiplegia walking unbraced, with ankle-foot orthosis, and with Air-Stirrup brace. **Phys Ther.** v.68, p.1197-1203, 1988.

Cozean, C.D.; Pease, W.S.; Hubbell, S.L. Biofeedback and functional electric stimulation in stroke rehabilitation. **Arch Phys Med Rehabil**, v.69, p.401-405, 1988.

Craik, R.L.; Oatis, C.A. **Gait Analysis: Theory and Applications**. St. Louis: Mosby-Year Book, 1995. 346p.

* De acordo com:

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO. Faculdade de medicina. Serviço de biblioteca e Documentação. **Estrutura e apresentação de dissertações e teses**. Elaborado por Anneliese Carneiro cunha. São Paulo, Serviço de Biblioteca e Documentação, 1996.

Abreviatura dos títulos dos periódicos de acordo com LIST OF JOURNAL INDEXED IN INDEX MEDICUS.

Davis, R.B. Reflections on Clinical Gait Analysis. **J Electromyogr Kinesiol.**, v.7, p.251– 57, 1997.

Davis, R.B.; Ounpuu, S.; Tyburski, D.; Gage, J.R. A gait analysis data collection and reduction technique. **Hum Mov Sci.** v.10, p.575-87, 1991.

Dietz, V. Neurophysiology of gait disorders: present and future applications. **Electro and Clin Neuro.** v.103, p.333-55, 1997.

Gage, J.R. **Gait analysis in cerebral palsy.** New York: McKeith Press, 1993.

Gamble, J.G.; Rose, J. **Marcha Humana.** Baltimore: Premier, 1998.

Inman, V.T.; Ralston. H.J.; Todd, F. **Human Walking.** Baltimore, Williams & Wilkins, 234p, 1981.

Interpretation Guides for Gait Data: Joint Kinematics and Kinetics, **AACPDM** course #13, 1998.

Intiso. D.; Santilli, V.; Grasso, M.G.; Rossi, R.; Caruso, I. Rehabilitation of walking with electromyographic biofeedback in foot-drop after stroke. **Stroke**, v.25, p.1189-192, 1994.

- Kabada, M.P.; Ramakrishnan, H.K.; Wootten, M.E. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. **J. Orthop. Res.** v.8 p.383-92, 1990.
- Kerrigan, D.C.; Gronley, J.; Perry, J. Stiff-legged gait in spastic paresis. A study of quadriceps and hamstrings muscle activity. **Am J Phys Med Rehabil.** v.70, p.294-300, 1991.
- Kerrigan, D.C.; Deming, L.C; Holden, M.K. Knee recurvatum in gait: a study of associated knee biomechanics. **Arch Phys Med Rehabil.** v.77, p.645-50, 1996.
- Kerrigan, D.C.; Roth, R.S.; Riley, P.O. The modeling of adult spastic paretic stiff-legged gait swing period based on actual kinematic data. **Gait Posture.** v.7, p.117-24, 1998.
- Kerrigan, D.C.; Frates, E.P.; Rogan, S.; Riley, P.O. Hip hiking and circumduction: quantitative definitions. **Am J Phys Med Rehabil.** v.79, p.247-52, 2000.
- Kerrigan, D.C.; Burke, D.T.; Nieto, T.J.; Riley, P.O. Can toe-walking contribute to stiff legged gait? **Am J Phys Med Rehabil.** v.80, p.33-37, 2001.
- Kerrigan, D.C.; Karvosky, M.E.; Riley, P.O. Spastic paretic stiff-legged gait: joint kinetics. **Am J Phys Med Rehabil.** v.80 p.244-49, 2001.

Kepple, T.M.; Siegel, K.; Stanhope, S.J. Relative contributions of the lower extremity joint movements to forward progression and support during gait. **Gait Posture**. v.6, p.1-8, 1997.

Knutsson, E.; Richards, C. Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. **Brain**., v102, p.405-30, 1979.

Knutsson, E. Gait control in hemiparesis. **Scand J Rehabil Med**., v.13, p.101-108, 1981.

Lehmann, J.F.; Condon, S.M.; Price, R.; DeLateur, B.J. Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle-foot orthoses. **Arch Phys Med Rehabil**, v.68, p.763-71, 1987

Lucareli, PRG. Three-Dimensional clinical gait analysis in normal brazilian adults. **Gait Posture**, 2003, supl. 2.

Moraes Filho, M.; Melanda, A.; Selber, P.; Godoy, W. Análise tridimensional da marcha em crianças normais brasileiras. **Rev Bras de Ortop Pediatr**. v.XX, p. XX, 2002.

Muybridge, E. **Human and animal Locomotion**, v.1-3. New York, Dover, 1979.

- Malezic, M.; Kljajic, M.; Acimovic-Janezic, R.; Gros, N.; Krajnik, J.; Stanic, U. Therapeutic effects of multisite electric stimulation of gait in motor-disabled patients. **Arch Phys Med Rehabil.** v.68, p.553-60, 1987.
- Mizrahi, J.; Susak, Z.; Heller, L.; Najenson, T. Variation of time distance parameters of the stride as related to clinical gait improvement in hemiplegics. **Scand. J. Rehab. Med.**, v.14, p.133-140, 1982
- Morris, M.E.; Matyas, T.A.; Bach, T.M.; Goldie, P.A. Electrogoniometric feedback: its effect on genu recurvatum in stroke. **Arch Phys Med Rehabil.** v.73 p.1147-1154, 1992.
- Mulroy, S.; Gronley, J.; Weiss, W.; Newsam, C.; Perry, J. Use of cluster analysis for gait pattern classification of patients in the early and late recovery phases following stroke. **Gait Posture.** v.18, p.114-25, 2003.
- Neumann, D.A. **Kinesiology of the musculoskeletal system.** St. Louis – Mosby Inc, 2002.
- Olney, S.J.; Griffin, M.P.; Monga, T.N.; McBride, I.D. Work and power in gait of stroke patients. **Arch Phys Med Rehabil,** v.72, p.309-14, 1991.

Olney, S.J.; Griffin, M.P.; McBride, I.D. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. **Phys Ther.** v.74, p.872-85, 1994.

Olney, S.J.; Richards, C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. **Gait Posture.** v.4, p.136-48, 1996.

Perry, J. The mechanics of walking in hemiplegia. **Clin. Orthop. & Rel. Res.** v.63, p.31-32, 1969.

Perry, J. **Gait Analysis, Normal and Pathological Function.** Thorofare, NJ: Charles B. Slack; 1992.

Riley, P.O.; Kerrigan, D.C. Torque action of two-joint muscles in the swing period of stiff-legged gait: a forward dynamic model analysis. **J Biomech.** v.31, p.835-40, 1998.

Riley, P.O.; Kerrigan, D.C. Kinetics of stiff-legged gait: induced acceleration analysis. **IEEE Trans Rehabil Eng.** v.7, p.420-26, 1999.

Shiavi, R.; Bugle, H.J.; Limbird, T. Electromyographic gait assessment, Part 2: Preliminary assessment of hemiparetic synergy patterns. **J Rehabil Res Dev.** v.24, p.24-30, 1987.

Sutherland DH, Olshen R, Cooper L, Woo SL. The development of mature gait. **J Bone Joint Surg Am.** 1980 Apr;62(3):336-53.

Sutherland, D.H. **Gait disorders in childhood and adolescence.** Baltimore, Williams & Wilkins, 201p.,1984.

Sutherland, D,H.; Olshen, R.; Biden, E.N.; Wyatt, M.P. **The development of mature walking.** Mac Keith Press, London, 227p., 1988.

Sutherland, D.H.; Santi, M.; Abel, M.F. Treatment of stiff knee gait in cerebral palsy: a comparison by gait analysis of distal rectus femoris transfer versus proximal rectus release. **J Pediatr Orthop.** v.10, p.433-41, 1990.

Walters, R.L.; Garland, D.E.; Perry, J.; Habig, T.; Slabaugh, P. Stiff-legged gait in hemiplegia: surgical correlation. **Am J Bone Joint Surg.** v.61A, p.927-33, 1979.

Winters, T.F.; Gage, J.R.; Hicks, R. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. **J Bone Joint Surg Am.** v.69, p.437-41, 1987.