

**Janaine Cunha Polese**

**PARÂMETROS BIOMECÂNICOS E PERCEPÇÃO DE  
HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS COM O USO DE DISPOSITIVOS  
AUXILIARES NA MARCHA**

**Belo Horizonte**

**Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional**

**Universidade Federal de Minas Gerais**

**2011**

**Janaine Cunha Polese**

**PARÂMETROS BIOMECÂNICOS E PERCEPÇÃO DE  
HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS COM O USO DE DISPOSITIVOS  
AUXILIARES NA MARCHA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Ciências da Reabilitação, nível mestrado da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação

Linha de Pesquisa: Estudos do desempenho motor e funcional e humano

Orientadora: Prof. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela, PhD, Professora Titular, Departamento de Fisioterapia, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, UFMG.

Co-orientadora: Prof. Gloria Elizabeth Carneiro Laurentino, PhD, Professora Adjunta, Departamento de Fisioterapia, Centro de Ciências da Saúde, UFPE.

**Belo Horizonte**

**Universidade Federal de Minas Gerais**

**2011**

P762p Polese, Janaine Cunha  
2010

Parâmetros biomecânicos e percepção de hemiparéticos crônicos com o uso de dispositivos auxiliares na marcha. [manuscrito] / Janaine Cunha Polese – 2010.  
135 f., enc., il.

Orientadora: Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela  
Co-orientadora: Gloria Elizabeth Carneiro Laurentino

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.  
Bibliografia: f. 38-42

1. Acidentes Vasculares Cerebrais - Teses. 2. Marcha - Teses. 3. Percepção - Teses. 4. Biomecânica - Teses. I. Teixeira-Salmela, Luci Fuscaldi. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 615.8

Ficha catalográfica elaborada pela equipe de bibliotecários da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL  
COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO  
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL  
E-MAIL: [mesreab@effto.ufmg.br](mailto:mesreab@effto.ufmg.br) SITE: [www.eeffto.ufmg.br/mreab](http://www.eeffto.ufmg.br/mreab)  
Fone/fax: 31- 3409.4781

ATA DE NÚMERO 146 (CENTO E QUARENTA E SEIS ) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE DISSERTAÇÃO APRESENTADA PELA CANDIDATA **JANAINÉ CUNHA POLESE** DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO.-----

Aos 16 (dezesseis) dias do mês de fevereiro do ano de dois mil e onze, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão pública para apresentação e defesa da dissertação **“PARÂMETROS BIOMECÂNICOS E PERCEÇÃO DE HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS COM O USO DE DISPOSITIVOS AUXILIARES NA MARCHA”**, constituída pelos seguintes professores doutores: Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela, Paula Lanna Pereira da Silva e Paula Luciana Scalzo sob a presidência da primeira. Os trabalhos iniciaram-se às 10 horas com apresentação oral da candidata, seguida de arguição dos membros da Comissão Examinadora. Após avaliação, os examinadores consideraram a candidata *aprovada e apta a receber o título de Mestre após a entrega da versão definitiva da dissertação*. Nada mais havendo a tratar, eu, Marilane Soares, secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação dos Departamentos de Fisioterapia e de Terapia Ocupacional da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, lavrei a presente Ata, que depois de lida e aprovada será assinada por mim e pelos membros da Comissão Examinadora. Belo Horizonte, 16 de fevereiro de 2011.-----

Professora Dra Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela *L. Salmela*

Professora Dra Paula Lanna Pereira da Silva *Paula Lanna P. da S.*

Professora Dra Paula Luciana Scalzo *Paula Luciana Scalzo*

Marilane Soares *Marilane*  
Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL  
COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO  
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL  
E-MAIL: [mesreab@ceffto.ufmg.br](mailto:mesreab@ceffto.ufmg.br) SITE: [www.ceffto.ufmg.br/mreab](http://www.ceffto.ufmg.br/mreab)  
Fone: 31- 3409.4781

### PARECER

Considerando que a dissertação de mestrado de JANAÍNE CUNHA POLESE intitulada "Parâmetros biomecânicos e percepção de hemiparéticos crônicos com o uso de dispositivos auxiliares na marcha" defendida junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível mestrado, cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora **APROVOU** a defesa de dissertação, conferindo-lhe as seguintes indicações:

Nome do Professor/Banca	Aprovação	Assinatura
Profa. Dra. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela	Aprovada	Isalmela
Profa. Dra. Paula Lanna Pereira da Silva	Aprovada	Paula Lanna P. da S.
Profa. Dra. Paula Luciana Scalzo	Aprovada	Paula Scalzo

Belo Horizonte, 16 fevereiro de 2011.

Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG

*Isalmela*  
Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela  
Sub-coordenadora do Colegiado  
Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação  
Inscrição UFMG: 222844 Inscrição Siape: 0317057

## *Dedicatória*

***Aos mais que gigantes: Mãe e Pai***

***Ao meu pedaço mais bonito: Nathália***

***Ao meu valioso professor: Rodrigo Schuster***

*Este sonho se concretizou graças a vocês.*

*Portanto, ele não é só meu...*

*"Viver!*

*E não ter a vergonha*

*De ser feliz*

*Cantar e cantar e cantar*

*A beleza de ser*

*Um eterno aprendiz..."*

*(Gonzaguinha)*

## AGRADECIMENTOS

À “orientadora-professora-mãe-amiga-conselheira” Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela. Palavras ou atos não são suficientes para expressar minha gratidão. Você confiou em mim sem me conhecer; proporcionou-me estar ao teu lado aprendendo durante estes dois anos. Você é o meu maior exemplo de ética e profissionalismo, aliado com originalidade e competência. Que eu possa ter a honra de aprender contigo por ainda muito tempo... Sou tua fã eterna!

À Glória Elizabeth Carneiro Laurentino pela co-orientação e participação neste trabalho. Obrigada pelas divertidas e proveitosas conversas. Foi e é um prazer trabalhar contigo.

À Louise Ada, pela oportunidade ímpar de aprendizado. Foi incrível poder estar presente diante da tua genialidade e contar com tua participação neste projeto.

Aos professores da UFMG, responsáveis pela minha construção técnica-científica. Em especial, agradeço à professora Renata Kirkwood, pela paciência ímpar e disponibilidade no processamento de dados. Muito obrigada, de coração.

A amada família Teixeira-Salmela: Aline, Gustavo, Jennifer, John, Marina e Renata. Obrigada por me receberem com carinho e pela troca de experiências. A Viviane Saliba, pelas conversas e oportunidade de aprendizado na fase inicial do mestrado. Agradeço em especial e com todo carinho à professora Christina Danielli: pela ajuda, ombro amigo nos momentos de desânimo, incentivo e preciosas conversas – você é inspiração pra mim, Chris!

Ao Lucas Rodrigues Nascimento (“minha dupla”): fomos bolsistas, ajudantes, “escravos de coleta” um do outro. Obrigada por cada minuto de conversa ao vivo e por telefone, pelas discussões científicas ou não tão científicas assim... Obrigada pela amizade, coração! Você foi essencial para a construção deste sonho e ele também é teu! E ainda temos muitas conquistas pela frente, juntos...

Agradeço aos meus colegas de mestrado e doutorado: Bia, Henriellen, Lidiane, Luciana, Monique, Natalia, Paulinha TO, Raquel, Ritinha, Sabrina. Obrigada pela amizade e por compartilharem comigo seus sonhos. Em especial agradeço ao Renan, meu “anjo” do processamento.

À querida amiga Susan: você foi um presente que o mestrado me deu. Obrigada por todo o apoio e conversas... Que eu possa contar com a tua preciosa amizade pelo resto das nossas

vidas.

Aos alunos: Diego, Felipe, Gisele, Marina e Marluce pela participação, bom humor e auxílio neste trabalho. Obrigada por tornarem as manhãs no LAM tão descontraídas e cheias de brilho. Vocês vão longe, meninos!

Aos voluntários que participaram com alegria e humildade deste estudo. Obrigada por cederem seu tempo. Que eu possa devolver para a comunidade toda a confiança e investimento depositados em mim.

Aos funcionários da EEEFTO, pela prestatividade e atenção. Em especial aos queridos: Gilvana, Margareth, Marilane, Pollyana, Richard e Rivamar.

Aos amigos e parentes sempre presentes, mesmo que distantes geograficamente: Cibele, Marília, Daiane Mazzola, Igor, Fabiola, Carolina Mozzini, Higor, tia Inez, tia Dirlei, tia Elenice, vó Branca e vó Preta. Obrigada por entenderem a minha ausência e pela torcida; pude sentir cada um de vocês ao meu lado, me dando forças em cada dia de saudade.

Aos amigos de BH, que me receberam com muito carinho, em especial ao Vitão. “*Ó mineirada acolhedora, sô!*” Me tornei uma mineirucha, sem sombra de dúvidas! A todos aqueles fizeram parte da minha vida nestes dois anos: cada um de vocês me fez uma pessoa melhor.

Ao professor e amigo Rodrigo Costa Schuster. Você plantou em mim o desejo da pesquisa e docência. Sou eternamente grata. Conte comigo em tudo, sempre!

Ao Lucas Menezes Mardegam, pelo carinho e serenidade nesta etapa final e estressante do mestrado. Obrigada por “me tirar do mundo dos nerds”, ser meu consultor de inglês e me proporcionar momentos de muita alegria. Você é especial.

À minha amiga e companheira de república: Silvia Lanzioiti. Dividimos sonhos, alegrias, tristezas e contas; sofremos e lutamos juntas desde o início desta trajetória... você fez tudo ficar muito mais suave, divertido e feliz... Obrigada por tudo!

Ao meu pedaço mais bonito: minha irmã Nathalia. Agradeço por cada palavra de incentivo e por ter sido literalmente minha cobaia. Minha eterna melhor amiga, te amo. Essa conquista é tão tua quanto minha.

Aos meus pais, exemplo de superação. Obrigada pela vida, estudo, ensinamentos, por me deixarem sair de casa, confiarem em mim e sonharem junto comigo. Quero ser motivo de orgulho pra vocês pro resto da vida. Que eu possa ser um “investimento que deu certo”... Pai, obrigada

por escutar meus planos mesmo sem entender nada e apoiar tudo. Mãe, obrigada por ser meu alicerce e refúgio. Sem vocês não sou nada... amo vocês.

Obrigada meu Deus, por ter me dado saúde e coragem, ter me colocado no lugar certo e ao lado de pessoas maravilhosas. Obrigada aos meus anjos Elenir e Laura, que zelaram por meu sono. A Santa Clara e todos os anjos por me guiarem no caminho certo e me dado discernimento para entender que tudo acontece no tempo certo e pela vontade do Pai.

## PREFÁCIO

O presente trabalho foi elaborado conforme as normas do Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais, sendo composto por três partes. A primeira parte é constituída pela introdução, que contém uma revisão bibliográfica sobre o tema proposto, a problematização e a justificativa do estudo, além da descrição detalhada da metodologia do trabalho. A segunda parte é composta por dois artigos em que são apresentados os resultados e a discussão do estudo proposto. O primeiro artigo foi redigido de acordo com as normas da *Revista Panamericana de Salud Publica* (ISSN 1020-4989), o qual foi submetido no dia 03/11/2010. O segundo artigo, por sua vez, foi redigido de acordo com as normas da *Revista Clinical Biomechanics* (ISSN 0268-0033) para a qual será enviado para publicação. A terceira e última parte contém as considerações finais pertinentes acerca dos resultados encontrados neste trabalho.

## RESUMO

A aquisição da marcha independente é o objetivo primordial nos programas de reabilitação para indivíduos pós Acidente Vascular Encefálico (AVE). Neste sentido, a prescrição de dispositivos auxiliares (DA) é realizada a fim de auxiliar na restauração da marcha, uma vez que os mesmos podem aumentar a estabilidade e equilíbrio de indivíduos pós AVE. Entretanto, não há consenso acerca dos efeitos de DA na biomecânica da marcha de hemiparéticos crônicos, nem a respeito da opinião dos indivíduos sobre o uso dos mesmos. Dessa forma, os objetivos deste estudo foram investigar a influência do uso de DA (bengalas e muletas canadenses) em variáveis cinemáticas e cinéticas de hemiparéticos crônicos, em velocidades habitual e máxima, assim como avaliar a percepção dos mesmos sobre o uso dos dispositivos. Para tanto, foi avaliada a biomecânica da marcha de 19 hemiparéticos crônicos, com idade média de 56,5 anos, por meio do sistema de fotogrametria computadorizada QualiSys Pro Reflex - MCU 240 (QUALISYS MEDICAL AB, 411 12 Gothenburg, Sweden) com oito câmeras sincronizado a uma plataforma de força AMTI (Advanced Mechanical Technology, model OR6-6, Watertown, MA, USA) em quatro condições experimentais: com o uso do DA em velocidade habitual; sem o uso do DA em velocidade habitual; com o uso de DA em velocidade máxima e sem o uso de DA em velocidade máxima, de forma aleatorizada. Foram calculadas as angulações do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital, além da potência e trabalho das mesmas articulações. Para avaliar a percepção em relação ao uso de DA, um questionário padronizado com cinco questões pontuado em uma escala Likert foi aplicado em 23 hemiparéticos crônicos, com média de idade de 58,4 anos. ANOVA 2X2 com medidas repetidas foi utilizada para verificar os efeitos principais e de interação entre as condições DA (com e sem) e velocidade (habitual e máxima). Para avaliar se as frequências observadas diferiram do conjunto de frequências esperadas nas questões do questionário sobre o uso do DA, foi utilizado o teste Qui-Quadrado. Os resultados deste estudo demonstraram que o uso de DA não acarretou diferenças estatisticamente significativas nas variáveis cinemáticas da marcha. ANOVA revelou efeitos principais do uso de DA na potência de flexão plantar, extensão do joelho e flexão de quadril, sem interação ( $0,003 < F < 1,35$ ;  $0,26 < p < 0,96$ ). Esses achados indicaram que o uso de DA promoveu um aumento da potência de flexão plantar ( $F=8.69$ ,  $p < 0.01$ ,

power=0.81), flexão de quadril ( $F=15,75$ ,  $p<0.01$ , power=0.97) e extensão de joelho ( $F=19.30$ ,  $p<0.01$ , power=0.99). O uso de DA proporcionou um aumento da velocidade da marcha, tanto na velocidade habitual ( $p<0,00$ ), quanto máxima ( $p=0,001$ ). Os resultados do teste Qui-quadrado demonstraram que os indivíduos apresentaram uma percepção positiva em relação ao uso do DA nas quatro primeiras questões ( $6,87<X^2<29,83$ ;  $0,0001<p\leq 0,03$ ) e nenhum indivíduo relatou piora no jeito de caminhar com o uso de DA. Observou-se, portanto, que o uso de DA resultou em melhoras das variáveis biomecânicas da marcha de hemiparéticos crônicos. Além disso, os indivíduos demonstraram uma visão positiva acerca do uso dos dispositivos. Assim, a prescrição de bengalas e muletas canadenses deve ser considerada quando o objetivo da reabilitação for o aumento da potência e velocidade, considerando a opinião do paciente acerca do uso dos mesmos.

**Palavras-Chaves:** Acidente cerebral vascular, marcha, biomecânica, dispositivos auxiliares, satisfação do paciente.

---

**ABSTRACT**

The acquisition of independent gait is the primary goal of rehabilitation programs for post-stroke individuals. In this sense, the prescription of walking sticks (WS) aims to assist gait restoration, since these devices may increase stability and balance. However, there is no consensus regarding the effects of WS on gait biomechanics of chronic stroke survivors, nor about the perceptions of the individuals regarding their use. Therefore, the objectives of this study were to investigate how the use of WS (canes or crutches) affected the kinematics and kinetics of gait for subjects with chronic stroke after their walking has been stabilized, when walking at their comfortable and fast speeds, as well as to assess their perceptions regarding the use of these devices. The gait biomechanics of 19 chronic stroke survivors with a mean age of 56.5 years, was evaluated using the QualiSys motion analysis system and a synchronized force plate during four experimental conditions: (i) with WS at comfortable speeds; (ii) with WS at fast speeds; (iii) without WS at comfortable speeds; and (iv) without WS at fast speeds. The biomechanical outcome variables included speed, angular kinematics, as well as the power and work of the hip, knee and ankle joints in the sagittal plane. To assess the individuals' perceptions regarding WS use, a standardized questionnaire with five questions scored on a Likert scale was applied to 23 chronic stroke survivors, with a mean age of 58.4 years. ANOVAs (2X2) with repeated measures were used to investigate the main and interaction effects between the WS (with and without) and speed (comfortable and fast) conditions. To assess whether the observed frequencies differed from those expected in the questionnaire items, Chi-square tests were employed. The results demonstrated that increases in speed were associated with the use of WS in both conditions, at fast ( $F=23.49$ ,  $p<0.0001$ ) and comfortable speeds ( $F=16.09$ ,  $p=0.001$ ). No statistically significant differences were found for any of the kinematic parameters ( $0.39<F<1.43$ ;  $0.24<p<0.54$ ). The ANOVAs revealed significant main effects of the WS, indicating increases in power generation of the ankle plantar flexors ( $F=8.69$ ,  $p<0.01$ , power=0.81), hip flexors ( $F=15.75$ ,  $p<0.01$ , power=0.97), and knee extensors ( $F=19.30$ ,  $p<0.01$ , power=0.99). No differences were observed for hip extension power generation ( $F=0.34$ ,  $p=0.56$ ) and the knee power absorption phases ( $0.08<F<0.05$ ,  $0.82<p<0.93$ ). In addition, no interactions were found ( $0.003<F<1.35$ ;  $0.26<p<0.96$ ) for all the investigated variables. The results of the Chi-square tests

demonstrated that the subjects had positive perceptions regarding the use of WS for all aspects ( $6.87 < X^2 < 29.83$ ,  $0.0001 < p \leq 0.03$ ), except for the one related to walking styles ( $X^2 = 1.09$ ,  $p = 0.30$ ). Therefore, the findings of the present study indicated that the WS conditions resulted in increases in speed and power generation of the ankle plantar flexors, knee extensors, and hip flexors of the paretic lower limb with chronic stroke subjects. Furthermore, the participants demonstrated satisfaction with the use of WS, since the majority reported improvements on all items, except for the one related to their walking styles. Thus, the prescriptions of WS should consider the rehabilitation goals and the patients' opinions regarding their use.

**Keywords:** Stroke, gait, biomechanics, walking sticks devices, patient's satisfaction.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Kit para calibração do sistema de fotogrametria computadorizada	33
Figura 2. Posicionamento dos sistemas para coleta	34
Figura 3. Posicionamento das marcas reflexivas	36

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVE	Acidente Vascular Encefálico
CIF	Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde
DA	Dispositivo Auxiliar
LAM	Laboratório de Análise do Movimento
MEEM	Mini Exame do Estado Mental
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
3D	Três Dimensões
2D	Duas Dimensões
COEP	Comitê de Ética em Pesquisa
EVA	Etil vinil acetato
BH	Com uso de dispositivo auxiliar na velocidade habitual
H	Sem uso de dispositivo auxiliar na velocidade habitual
BM	Com uso de dispositivo auxiliar na velocidade máxima
M	Sem uso de dispositivo auxiliar na velocidade máxima
CI1	Primeiro contato inicial
TO	Retirada do pé do solo
CI2	Segundo contato inicial
ICC	Correlação Intra-classe

---

**SUMÁRIO**

<b>Capítulo 1 – INTRODUÇÃO</b>	19
Justificativa	27
Objetivos	28
<b>Capítulo 2 – MATERIAIS E MÉTODO</b>	29
Delineamento	29
Amostra	29
Calculo Amostral	29
Aspectos éticos	30
Instrumentação	30
Procedimentos	34
Análise estatística	39
Análise inicial da amostra	40
<b>Capítulo 3 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	41
<b>Capítulo 4 – ARTIGO I: Percepção de hemiplégicos crônicos sobre o uso de dispositivos auxiliares na marcha</b>	46
<b>Capítulo 5 – ARTIGO II: The effects of walking sticks on gait kinematics and kinetics with chronic stroke survivors</b>	59
<b>Capítulo 6 – CONSIDERAÇÕES FINAIS</b>	80
<b>ANEXOS</b>	82
A. Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG	82
B. Artigo submetido a <i>Revista Panamericana de Salud Publica</i>	83
C. Normas para submissão de manuscrito na <i>Clinical Biomechanics</i> .	84
<b>APÊNDICES</b>	87
A. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	87
B. Ficha de Avaliação	90
C. Perfis Cinemáticos	92
D. Perfis Cinéticos	122

## Capítulo 1- INTRODUÇÃO

### Acidente Vascular Encefálico

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) traduz-se por uma alteração na irrigação sanguínea encefálica local, acarretando déficits neurológicos<sup>1</sup>, que podem acarretar prejuízos na funcionalidade do indivíduo, interferindo na realização de suas atividades de vida diária<sup>2</sup>. O AVE é a doença que mais incapacita no mundo, podendo ocasionar alterações cognitivas e neuromusculares, que tem como conseqüências problemas psicoemocionais e socioeconômicos<sup>4</sup>.

Apesar de tratar-se de um problema de saúde pública, a epidemiologia do AVE é pouco estudada na América do Sul. A grande maioria dos estudos baseia-se nos dados obtidos da população da América do Norte e Europa. De acordo com os poucos estudos disponíveis, a prevalência e incidência do AVE na América do Sul é menor que nos países desenvolvidos, além de existir uma prevalência maior de AVE hemorrágicos em relação ao AVE isquêmico, quando comparando-se ao cenário mundial. Tais diferenças podem ser explicadas por fatores genéticos, socioculturais e ambientais<sup>5</sup>. Apesar de ter havido um declínio da taxa de mortalidade no Brasil, o AVE ainda é a maior causa de mortes no país, além de ser uma das principais causas de hospitalização<sup>6</sup>.

Em relação aos domínios da Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF), as estrutura e função do corpo afetado pela doença traduzem-se pela presença de espasticidade e hemiplegia/hemiparesia, como desordens primárias causadas pela doença. Já as limitações das atividades relacionam-se à

diminuição da habilidade para realizar atividades cotidianas. A limitação, apesar de estar relacionada, não é completamente dependente ao nível de deficiência corporal<sup>7;8</sup>.

As seqüelas advindas do AVE implicam em algum grau de dependência, principalmente no primeiro ano, sendo que cerca de 30 a 40% dos sobreviventes são impedidos de retornarem ao trabalho, requerendo algum tipo de auxílio no desempenho de atividades cotidianas básicas. Neste quadro de seqüelas, o distúrbio de movimento mais evidente pós-AVE é a hemiparesia contralateral à lesão encefálica, interferindo na manutenção da postura e prejudicando o desenvolvimento das atividades funcionais<sup>11</sup>. O ato motor destes indivíduos pode ser dificultado não só pela fraqueza muscular, mas, também, por déficits sensitivos, presença de espasticidade, perda das reações de proteção, equilíbrio e endireitamento, movimentos sinérgicos associados e perda de movimentos seletivos. Essas condições não permitem movimentos coordenados para executar atividades referentes à alimentação, à marcha, dentre outras<sup>12;13</sup>.

### **Marcha pós AVE**

Dentre os déficits motores apresentados pós AVE, destacam-se àqueles referentes à marcha, esta que é acompanhada pela assimetria<sup>14;15</sup>, sendo que o padrão de movimento é diversificado<sup>16</sup>. A deambulação pode ocorrer de forma desequilibrada, descoordenada, arritmica e com alto gasto de energia, sendo desta forma, deficiente<sup>14;14;17;18</sup>. Comportamentos adaptativos diversos podem ocorrer na tentativa de manter a deambulação<sup>19</sup>. Os déficits da marcha observados em indivíduos pós AVE incluem alterações nas variáveis cinéticas, cinemáticas e espaço-temporais, resultando em redução na velocidade e incapacidade funcional<sup>20</sup>. Em um estudo realizado por Jorgensen *et al.*<sup>21</sup>, 51% dos indivíduos avaliados não apresentavam marcha funcional e 12% necessitavam de alguma assistência para o desenvolvimento da mesma.

Quando comparados com indivíduos saudáveis, hemiparéticos apresentam redução da velocidade, cadência e menor comprimento do passo<sup>22;23;23;24</sup>. A velocidade de marcha pode ser estratificada em níveis clinicamente funcionais, tais como: deambulação domiciliar (<0,4 m/s), limitada deambulação comunitária (0,4 a 0,8 m/s), e completa deambulação comunitária (>0,8 m/s)<sup>25;26</sup>. A velocidade de marcha de hemiplégicos crônicos reportada na literatura apresenta valores baixos<sup>22;23</sup>, com média de 0.55 m/s<sup>14;28-30</sup>, quando comparados com controles 1.34m/s ( $\pm 0.17$ ) m/s<sup>14;27-29</sup>. Este é um achado relevante, uma vez que, via de regra, a velocidade de marcha é um forte indicador de função, gravidade e prognóstico funcional pós AVE<sup>26-28</sup>.

Em relação à cinemática angular, indivíduos pós AVE possuem alterações diversas do membro parético, com redução da amplitude de movimento das articulações. Dentre estas alterações, podem ser destacadas: aumento da flexão plantar no contato inicial e diminuição na retirada do pé do solo; aumento da flexão de joelho no contato inicial e diminuição da mesma na retirada do pé do solo; redução da flexão de quadril no contato inicial e aumento desta na retirada do pé do solo<sup>30</sup>, sendo que a magnitude dessas alterações está, em geral, relacionada com a velocidade da marcha e com o nível de comprometimento motor<sup>31;32</sup>.

Já quando observadas as variáveis relacionadas com a potência e trabalho, são encontradas em hemiparéticos quando comparados com indivíduos saudáveis<sup>33</sup>. O membro não parético é responsável pela produção da maior parte de trabalho positivo tanto em velocidades lentas quanto rápida, com uma proporção de 60:40 em relação ao membro parético<sup>33</sup>. É relatado que a potência e trabalho realizados durante a flexão plantar do membro parético são muito baixos quando comparados com indivíduos saudáveis<sup>34</sup>.

O pico de potência e trabalho positivo do quadril e tornozelo de ambos os membros inferiores são relacionados com a velocidade de marcha de hemiplégicos<sup>33;35</sup>. No estudo de Jonkers, Delp e Patten (2009), foi observado que os hemiplégicos com maior funcionalidade aumentaram a potência na flexão plantar e na flexão de quadril para aumentar a velocidade, o que não ocorreu com aqueles considerados menos funcionais, que não aumentaram a geração de potência<sup>32</sup>.

### **Dispositivos Auxiliares**

Visto a grande gama de alterações observadas na marcha pós AVE, alguns terapeutas lançam mão da prescrição de dispositivos auxiliares (DA) objetivando auxiliar na manutenção da mesma. De acordo com a proposta da CIF, o uso DA tem por objetivo maximizar a funcionalidade da marcha de um indivíduo incapaz<sup>36</sup>, pois o uso destes proporciona um aumento da estabilidade postural de indivíduos com diversas desordens neurológicas<sup>10, 37</sup>. Estes devem ser utilizados para permitir uma mobilidade eficiente e segura, quando necessário<sup>38</sup>, especialmente nas condições crônicas de saúde<sup>39</sup>. É relatado que 32% a 75% dos pacientes pós AVE utilizam pelo menos um tipo de DA nos 3 primeiros meses após a doença, variando desde de cadeiras de rodas a bengalas de um apoio<sup>40</sup>. Em relação ao uso de bengalas, os indivíduos são instruídos a segurar este dispositivo com o membro superior não parético, uma vez que este posicionamento estimula o padrão recíproco da marcha, pelo movimento alternado dos membros superiores e inferiores<sup>13;39</sup>.

Apesar de certos benefícios proporcionados para a marcha de hemiplégicos, *guidelines* baseados em evidência para a prescrição de DA ainda permanecem escassos<sup>41</sup>. Em uma revisão sistemática, realizada em 2009, acerca da intervenção com

---

o uso de diferentes tipos de DA em termos de atividade e participação para pessoas com limitações de mobilidade, foram encontradas evidências que o uso de DA foi capaz de aumentar a atividade e participação dos indivíduos, além de proporcionar melhor mobilidade, avaliada por meio de diversos questionários<sup>42</sup>.

Um dos objetivos da reabilitação é o retorno da mobilidade independente e o raciocínio e tomada de decisão clínica são realizados de acordo com a corrente filosófica utilizada pelo profissional de reabilitação. De acordo com abordagens neuro-facilitadoras<sup>43</sup> que se embasam no pressuposto da restauração de um padrão de marcha “normal”, onde qualquer movimento compensatório com ou sem assistência externa deve ser evitado, a utilização de qualquer tipo de DA poderia influenciar negativamente a aquisição da marcha independente, e desta forma, a sua prescrição não seria indicada para esta população<sup>39;44;45;46;47</sup>.

Independente do pressuposto teórico, a literatura aponta que hemiparéticos podem utilizar diferentes estratégias de movimento - e estas serem efetivas - para alcançar objetivos funcionais, não importando a assimetria do movimento<sup>48;49</sup>, uma vez que natureza dos movimentos é naturalmente assimétrica, dada as deficiências em estrutura e função apresentadas pós AVE.

Diversos tipos de DA são encontrados no mercado e, dentre os mais utilizados, destacam-se bengalas e muletas canadenses. Bengalas – o tipo mais simples de DA – são tradicionalmente prescritas a fim de aumentar o equilíbrio, por proporcionar um aumento da base de suporte<sup>50</sup>. Este tipo de DA é o preferido pelos pacientes, uma vez que é relatado que bengalas são mais funcionais para a locomoção em ar livre, terrenos acidentados, e subidas e descidas de escadas. Além disso, bengalas ocupam pouco

---

espaço, permitindo serem carregadas para lugares como o banheiro, por exemplo, onde a assistência do DA também é necessária<sup>45</sup>. As muletas canadenses, por sua vez, permitem uma maior liberdade de movimentos, já que possuem um ponto fixo adicional no braço do indivíduo, além de transmitir forças no plano horizontal<sup>51</sup>. Este tipo de dispositivo é geralmente preferido por pacientes mais jovens, uma vez que são culturalmente menos associados a quadros geriátricos<sup>45</sup>.

### **Efeitos de DA na marcha**

Na literatura disponível sobre o assunto não há consenso acerca dos efeitos de DA na marcha de hemiparéticos. De acordo com O'Sullivan & Schmitz<sup>13</sup>, o uso prolongado de dispositivos de marcha pode ser maléfico, por promover a assimetria, estimular a transferência de peso corporal para o hemicorpo não parético e aumentar a dependência em relação a este membro. Além disso, é relatado que a marcha realizada com DA é frequentemente mais lenta<sup>13</sup>. No entanto, os autores não reportam quais os achados utilizados que embasam tais afirmações.

Adicionalmente, Buurke *et al.*<sup>54</sup> (2005) analisaram, além dos padrões de ativação muscular, as variáveis espaciais da marcha em 20 hemiparéticos com o uso de DA e verificaram que todos os indivíduos realizaram uma marcha relativamente lenta e que o apoio duplo e triplo ocupou a maior parte do ciclo da marcha. Os autores também observaram que pessoas com AVE que deambularam com assistência de bengala dependiam, na maioria das vezes, do membro não parético para propulsão, enquanto usavam o membro parético e a bengala para a frenagem. Em relação à cinemática, Kuan, Tsou e Su<sup>55</sup> constataram que indivíduos pós AVE que utilizavam DA apresentavam

---

cinemática angular da marcha nos três planos de movimento mais próxima do normal do que àqueles que não os utilizavam.

Em um estudo realizado em 1994, conduzido por Tyson & Ashburn<sup>52</sup> com o objetivo de avaliar a influência do uso de diferentes DA por hemiparéticos nos parâmetros espaço temporais da marcha, observou-se que os indivíduos com hemiparesia grave tenderam a ter um melhor desempenho – operacionalizado como uma maior velocidade da marcha – com o DA do que sem a utilização destes. Já os indivíduos com hemiparesia moderada, considerados “bons deambuladores”, o uso de DA não afetou os parâmetros da marcha. Ao comparar os efeitos do uso de bengalas de um e de quatro apoios com relação à distribuição de peso corporal de hemiplégicos, Laufer<sup>53</sup> observou que a bengala de quatro apoios promoveu maior estabilidade, e que o uso desse tipo de dispositivo não interferiu negativamente na transferência de peso corporal para o membro inferior parético.

Em uma revisão bibliográfica realizada em 2005, na qual se buscou avaliar os benefícios, demandas e efeitos adversos do uso de DA, conclui-se que estes dispositivos podem otimizar o equilíbrio e a mobilidade. Todavia, podem exigir uma demanda metabólica e resistência excessivas<sup>56</sup>.

Além da literatura disponível ser escassa, os estudos que investigaram algum tipo de parâmetro biomecânico com o uso de DA por hemiparéticos pós AVE não utilizaram instrumentos ou avaliações que permitissem uma visão global das deficiências e ajustes realizados com o uso destes dispositivos durante a marcha. De uma forma geral, os estudos apresentados utilizaram questionários realizados por entrevista direta ou auto-aplicáveis ou então avaliações da marcha em somente uma velocidade, não referindo como a mesma foi estipulada (auto-selecionada ou imposta pelos pesquisadores). Além

---

disso, aqueles estudos que realizaram algum tipo de avaliação biomecânica possuiu em sua maioria a amostra composta por indivíduos na fase subaguda ou aguda pós AVE, onde a função de marcha ainda não está estabelecida. Assim, a inclusão de uma bengala ou muleta canadense durante a marcha destes indivíduos poderia acarretar alterações em diversos parâmetros durante a deambulação, uma vez que os mesmos não estariam adaptados ao uso do DA. Estas alterações, portanto, seriam resultado de fatores que não aqueles advindos do uso do DA, e sim, pela não adaptação ao uso do mesmo.

### **Opinião dos indivíduos**

Na tomada de decisão clínica, a opinião do paciente é de fundamental importância, uma vez que a prática baseada em evidências deve ser aliada à prática centrada no cliente, adequando-se ao contexto em que os indivíduos vivem. Com as tomadas de decisões embasadas na prática centrada no cliente, é possível que haja um aumento com a satisfação dos serviços, aumento da adesão às recomendações da terapia e melhora dos desfechos funcionais<sup>57</sup>.

Apesar de saber-se da importância da opinião do paciente, foi encontrado somente um estudo que avaliou a opinião de hemiparéticos agudos do Reino Unido em relação ao uso de bengalas na marcha<sup>58</sup>. Tyson e Rogerson (2009) avaliaram o efeito do uso imediato de bengalas e órteses para tornozelo e pé na mobilidade funcional, impacto na marcha (operacionalizada como a velocidade da marcha) e opinião de hemiparéticos acerca do uso de DA e observaram nenhuma diferença na velocidade da marcha e que os indivíduos responderam positivamente ao uso da bengala, relatando maior confiança e segurança, além de melhora da forma que realizavam a marcha<sup>58</sup>. Além disso, os indivíduos não possuíam como prioridade possuir um padrão de marcha com “estética”

---

normal, e sim, possuir a capacidade de deambulação<sup>58</sup>, enfatizando assim a importância da prática centrada no cliente para a tomada de decisão na prática clínica.

## 1.1 JUSTIFICATIVA

O AVE é a segunda causa de morte em todo o mundo, ficando atrás apenas das doenças cardíacas<sup>59</sup>. Apesar da alta mortalidade, a média de indivíduos que evoluem para o óbito por AVE tem declinado lentamente, acarretando um aumento na taxa de sobrevivência<sup>60</sup>. Atualmente, em torno de 90% dos sobreviventes desenvolvem algum tipo de déficit neurológico e incapacidades residuais significativas, o que torna o AVE uma das principais causas de incapacidade entre os adultos<sup>8</sup>. Neste contexto, mesmo na ausência de tratamentos específicos e sofisticados, esforços devem ser feitos no sentido de prevenir e tratar as incapacidades residuais, uma vez que o cuidado integrado e especializado salva vidas e reduz a morbidade<sup>1;10</sup>. O uso de DA por indivíduos pós AVE diminui a oscilação postural<sup>61</sup> e promove segurança e maior independência durante a deambulação<sup>55</sup>. Os dispositivos podem proporcionar aumento da função, podendo ser uma abordagem importante para a promoção da recuperação funcional e saúde a longo prazo destes indivíduos<sup>62</sup>.

Inúmeras pesquisas analisaram as variáveis biomecânicas da marcha de indivíduos pós AVE, porém são escassos os estudos que fizeram esta análise com o uso de DA<sup>24;63-68</sup>. Maeda *et al.* (2001)<sup>61</sup> e Laufer (2002)<sup>53</sup> sugeriram a realização de estudos para determinar variáveis cinéticas e cinemáticas de hemiparéticos que utilizam diferentes DA em atividades dinâmicas e em ambientes mais naturais. Levando em consideração a dificuldade da realização de estudos que respeitem os preceitos tanto da validade interna quanto externa, e a necessidade da realização de avaliações precisas, faz-se inicialmente necessária a avaliação controlada em laboratório das variáveis biomecânicas da marcha

---

desta população de forma integral, para que se possa compreender as adaptações e estratégias utilizadas durante a deambulação destes indivíduos. Assim, a partir dos achados observados, novos estudos e pesquisas podem ser direcionados a fim de se compreender como estas estratégias são utilizadas em ambientes naturais.

Considerando a alta prevalência de indivíduos hemiparéticos que vivem na comunidade, é imprescindível direcionar os esforços da pesquisa para aumentar a manutenção da marcha comunitária, esta que representa a maior necessidade para estes indivíduos<sup>26</sup>. Nesse sentido, é necessário que o estudo de fatores e estratégias que possam aumentar e facilitar a deambulação comunitária<sup>69</sup>. Adicionalmente, estudar desfechos funcionais buscando a sua melhoria contribui para a satisfação do paciente e reduz potenciais custos com cuidados à longo prazo<sup>10</sup>.

Desta forma, considerando a falta de rigor metodológico apresentada nos estudos disponíveis não permitindo conclusões satisfatórias, adicionalmente à falta de consenso entre os achados dos mesmos, faz-se necessária a avaliação integral das deficiências e comportamentos adaptativos apresentadas pós AVE durante a marcha com e sem o uso de DA após a função da mesma estar estabelecida, em ambas as velocidades, além da opinião dos indivíduos acerca do uso dos dispositivos durante a marcha.

## **1.2 OBJETIVOS**

Investigar a influência do uso de DA em cinemáticas (ângulos articulares do quadril, joelho e tornozelo parético) e variáveis cinéticas (potência e trabalho) de hemiparéticos crônicos, em velocidades habitual e máxima, assim como avaliar a percepção de hemiparéticos crônicos sobre o uso dos dispositivos.

---

## Capítulo 2- MATERIAIS E MÉTODO

### **Delineamento do estudo**

Foi conduzido um estudo experimental<sup>70</sup>, realizado no Laboratório de Análise de Movimento (LAM) da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) – Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil.

### **Amostra**

A amostra foi constituída por voluntários, recrutados na comunidade a partir de contatos com ambulatórios e grupos de pesquisa de Belo Horizonte, de acordo com os seguintes critérios de inclusão: (1) idade superior a 20 anos de idade; (2) diagnóstico de AVE unilateral há mais de seis meses de lesão, caracterizando sua cronicidade<sup>48</sup>; (3) que apresentassem fraqueza e/ou alteração de tônus do hemicorpo parético; (4) indivíduos que habitualmente usassem DA e que fossem capazes de deambular por no mínimo 10m com e sem uso de DA; (5) não apresentassem indicativos de alterações cognitivas, segundo o Mini Exame do Estado Mental (MEEM), utilizando o ponto de corte estabelecido por Bertolucci para a população brasileira<sup>71</sup>; (6) que assinassem o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE A). Foram excluídos os indivíduos que apresentassem outras disfunções neurológicas, reumatológicas e/ou ortopédicas e hemiparesia bilateral.

### **Cálculo Amostral**

Devido a escassez de estudos prévios que tenham avaliado variáveis biomecânicas com o uso de DA, o cálculo amostral foi realizado a partir de um estudo piloto, com oito indivíduos, utilizando a variável potência na flexão plantar de tornozelo. Neste cálculo, foi considerado um nível de significância de 0,05 ( $\alpha = 0,05$ ) e um poder de

---

80% ( $\beta=0,20$ ) indicando a necessidade de incluir no mínimo nove participantes no estudo<sup>70</sup>.

### **Aspectos éticos**

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – parecer nº ETIC 0538.0.203.000-09 (ANEXO A). Os objetivos e os procedimentos do estudo foram explicados aos participantes que, ao concordarem com a participação voluntária, foram solicitados a assinar o TCLE (APÊNDICE A).

### **Instrumentação**

#### **Ficha de Identificação e Avaliação**

Os participantes foram submetidos a uma avaliação inicial para coleta de dados referentes aos critérios de inclusão, quando foram aplicados, os seguintes instrumentos por um avaliador previamente treinado:

- Mini Exame do Estado Mental<sup>71</sup>;
- Escala modificada de Ashworth para extensores de joelho, onde o indivíduo permaneceu sem meias e sapatos, deitado em decúbito lateral na maca com cabeça e tronco alinhados. O examinador permaneceu atrás do paciente, com uma mão próxima ao joelho, na superfície lateral da coxa, para estabilizar o fêmur, e a outra mão próxima ao tornozelo. O joelho do indivíduo foi movimentado de máxima extensão para máxima flexão; cada movimento realizado em uma duração de aproximadamente 1 segundo<sup>72;73</sup>.
- Dinamometria manual (avaliada por meio do dinamômetro *Hand-held, Model BK-7454*) para extensores de joelho, com o indivíduo assentado na maca, com quadris

e joelhos fletidos a 90° e dinamômetro na região anterior da perna, alinhado ao maléolo medial. O indivíduo foi solicitado a realizar uma contração isométrica máxima durante cinco segundos, em três repetições, sendo considerada a média das mesmas. Foi permitido um intervalo de 30 segundos entre as repetições. Foi considerada a média aritmética entre as três contrações máximas<sup>74</sup>.

Em seguida, dados clínicos, antropométricos e sócio-demográficos foram coletados por meio de entrevista direta, conforme apresentado no APÊNDICE B.

Para a caracterização da amostra, foram avaliadas as seguintes medidas:

- Estágio de retorno motor, por meio da escala de Fugl-Meyer (itens referentes ao membro inferior)<sup>75</sup>;
- Equilíbrio, por meio da escala de equilíbrio de Berg<sup>76</sup>;
- Velocidades habitual e máxima da marcha em 10 metros, onde os indivíduos deambularam com DA e sem o DA em ambas as velocidades de forma aleatorizada, em um corredor plano com 14 metros, sendo que os dois primeiros e últimos metros foram descartados da análise. Os indivíduos receberam a seguinte orientação para a velocidade habitual: “quando eu disser ‘já’, o sr. (a) vai andar até aquela cadeira em sua velocidade normal” e para a velocidade máxima: “quando eu disser já, sr. (a) vai andar até aquela cadeira na sua velocidade máxima, sem correr e com segurança”. Foram coletadas três repetições em cada condição e considerada a média para a análise<sup>77</sup>.

Para avaliar a percepção dos indivíduos em relação às modificações associadas ao uso de DA para deambulação, foi aplicado um questionário desenvolvido por Tyson e Rogerson (2009)<sup>58</sup>, por meio de entrevista direta. O questionário é pontuado em uma escala Likert composto por cinco questões, sendo que os domínios avaliados incluem: (1)

---

habilidade para descarregar peso no membro parético; (2) habilidade para movimentar o membro parético durante a deambulação; (3) confiança para caminhar; (4) segurança para caminhar e (5) jeito de caminhar. Foram fornecidas três possibilidades de respostas relacionadas ao uso do DA em uma escala nominal: (i) melhor; (ii) não altera; (iii) pior. Todos os domínios da escala foram explicados aos indivíduos para que não houvessem erros na interpretação dos mesmos.

### **Sistemas de Análise de Movimento**

A análise quantitativa da marcha foi realizada por meio do sistema Qualisys - *ProReflex* MCU (*QUALISYS MEDICAL AB, 411 12 Gothenburg, Suécia*), que é um sistema de fotogrametria baseado em vídeo, que permite a reconstrução em três dimensões (3D) de marcadores passivos refletivos com 15mm de diâmetro, localizados em proeminências ósseas específicas por meio da emissão e captação de luz infravermelha. Imagens em duas dimensões (2D) são captadas por oito câmeras, que por triangulação dos eixos são convertidas em coordenadas tridimensionais. O modelo biomecânico é criado pelo sistema a partir de marcas passivas sobre proeminências ósseas (marcas anatômicas) e um mínimo de três marcas por segmento (marcas de rastreamento), para que se possa identificar o tamanho dos segmentos e os centros de rotação das articulações.

Uma plataforma de força do tipo AMTI® (*Advanced Mechanical Technology, modelo OR6-6, Watertown, MA, USA*), embutida na passarela e sincronizada ao sistema QualiSys, foi utilizada para captura da força de reação ao solo do membro parético.

A calibração dos sistemas foi realizada previamente a cada coleta, utilizando-se uma estrutura metálica em forma de “L” indicando os eixos de referência x (médio-lateral)

e y (ântero-posterior) posicionada sobre a plataforma de força. Foi realizada uma varredura da área com uma “batuta” em formato de “T” invertido de 751mm, por 30 segundos (Figura 1). O parâmetro de predição de erro foi de 30mm e residual máximo de 10mm. Foram permitidos erros de desvio padrão menores que 10mm. A freqüência de captação foi de 120 Hz para calibração e para coleta<sup>78</sup>.

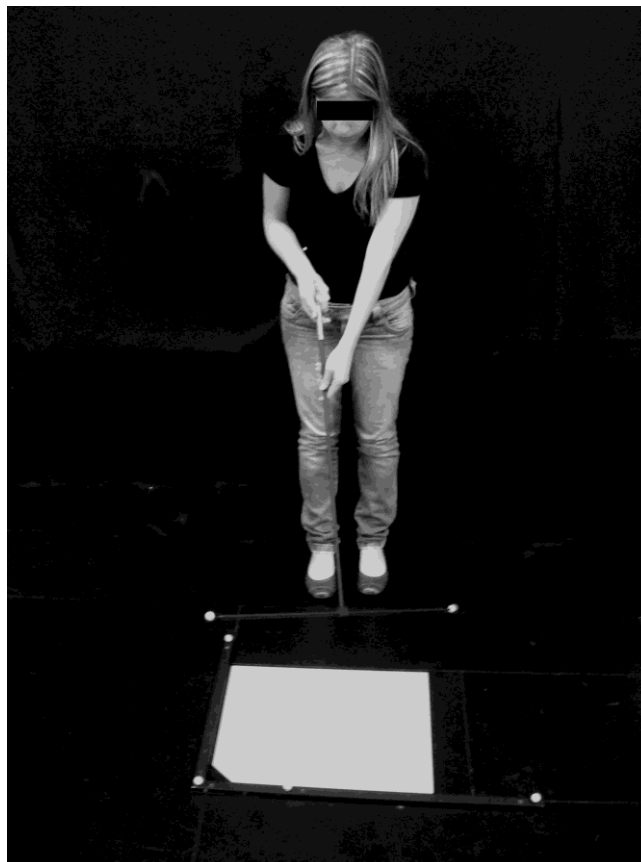


Figura 1. Kit para calibração- estrutura metálica em formato de L e batuta em formato de T invertido.

Adicionalmente, foram utilizadas três câmeras digitais (Sony DCR SR 85), com captação de 30Hz, duas posicionadas no planos frontal (anterior e posterior) e uma no plano sagital, a aproximadamente dois metros em relação ao ponto central de coleta dos dados. Para permitir a sincronização entre os vídeos fornecidos pelas câmeras e o sistema de análise de movimento, uma lâmpada foi utilizada. Essa foi posicionada no

campo de imagem das três câmeras e na área de coleta do sistema de análise de movimento e, o seu acendimento foi utilizado como ponto de referência para a sincronização (Figura 2). A filmagem pelas câmeras digitais foi utilizada para comparação da imagem real do indivíduo com o modelo biomecânico desenvolvido pelo sistema.

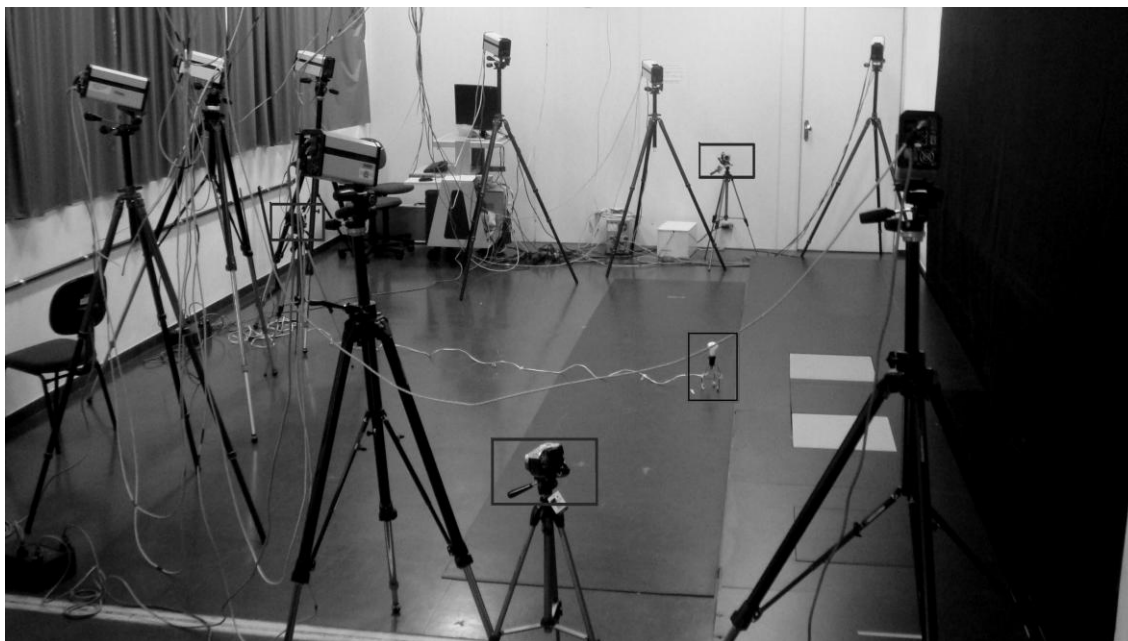


Figura 2. Posicionamento das oito câmeras do Sistema QualiSys, das câmeras digitais e da lâmpada utilizada para a sincronização.

Os dados foram captados por meio do *software* de aquisição *Qualisys Track Manager 1.9.254 – QTM*. Já para o processamento e análise dos dados foi utilizado o programa *Visual3D™® (C-Motion, Inc, Rockville, MD, USA)*.

### **Procedimentos**

Inicialmente, os indivíduos foram esclarecidos sobre os objetivos do estudo e convidados a assinar o TCLE previamente aprovado pelo comitê de ética em pesquisa (COEP) da UFMG. Em seguida, foram submetidos à avaliação inicial para coleta dos

---

dados de identificação, caracterização e verificação dos critérios de inclusão e de exclusão. Foi realizada medida de altura e massa corporal de cada participante.

Para obtenção das variáveis da marcha, o indivíduo foi solicitado a usar bermuda e um colete escuro, que foram fornecidos pelo pesquisador para evitar interferência da claridade na coleta de dados. Além disso, o indivíduo foi instruído, a partir de contato telefônico prévio, a comparar à coleta com um calçado fechado, de preferência tênis, que o mesmo utilizasse habitualmente.

Após a calibração do sistema, o indivíduo foi solicitado a posicionar-se em pé para a colocação das marcas passivas reflexivas, que foram posicionadas a partir da palpação das estruturas ósseas de referência do membro inferior parético e fixadas com fita dupla-face. Foram utilizadas marcas reflexivas na pelve (ponto mais alto da crista ilíaca bilateralmente), coxa (trocânter maior bilateralmente, epicôndilo lateral e medial do fêmur), perna (maléolos lateral e medial) e pé (cabeças do primeiro e quinto metatarsos e extremidade distal do calcâneo). Desta maneira, as marcas definiram os segmentos, pelve, coxa, perna e pé. O posicionamento das marcas foi realizada pelo mesmo pesquisador, previamente treinado, em todas as coletas.

Para a obtenção da posição dos segmentos no espaço, foram utilizadas pelo menos três marcas de rastreamento por segmento. As marcas de rastreamento da pelve foram aderidas em uma placa de polímero do tipo EVA (etileno vinil acetato) dispostas em forma de quadrado. Esta estrutura foi fixada ao nível das espinhas ilíacas póstero-superiores e póstero-inferiores direita e esquerda através de uma cinta elástica presa por velcro. As marcas de rastreamento da coxa e perna foram fixadas em uma faixa elástica, formando um triângulo de lados com tamanhos diferentes para evitar erros do sistema, e fixada em torno do membro por velcro. As três marcas de rastreamento do pé foram

aderidas por meio de fita dupla-face nas proeminências ósseas citadas anteriormente (maléolo lateral, cabeça do quinto metatarso e extremidade distal do calcâneo). O DA do indivíduo foi revestido com EVA da cor preta a fim de evitar interferência na coleta de dados (Figura 3).

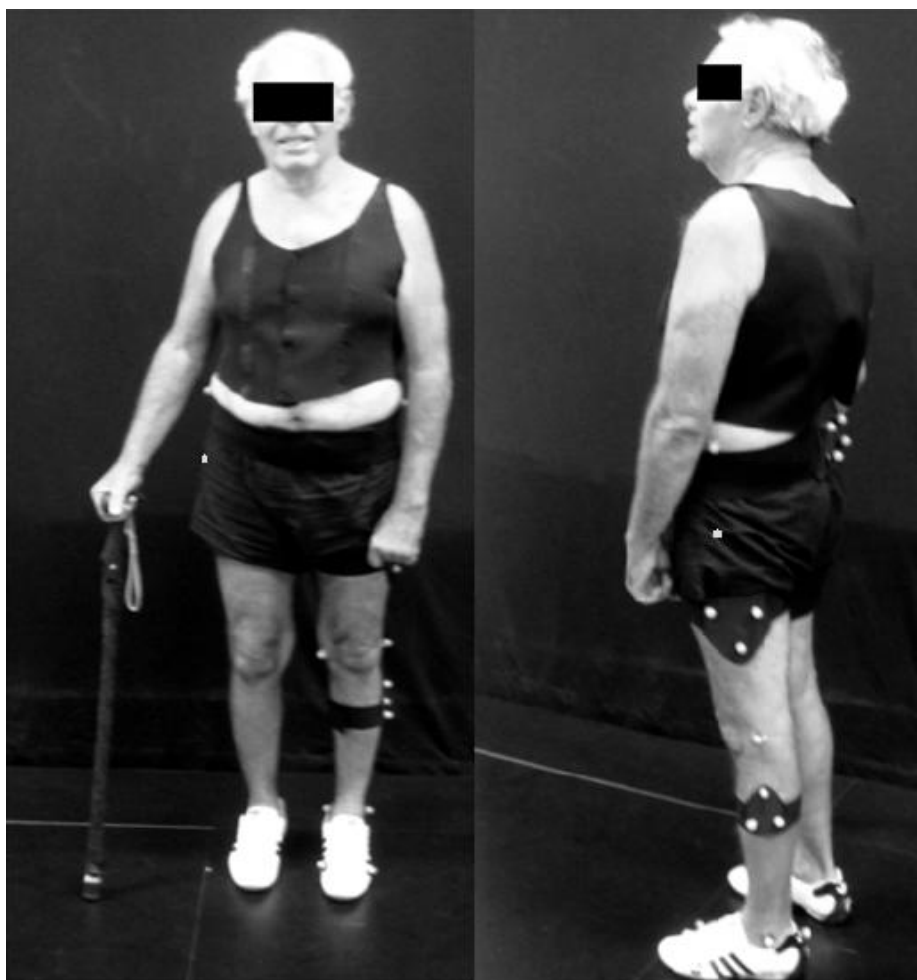


Figura 3. Posicionamento das marcas passivas reflexivas, definindo os segmentos.

Foi realizada uma filmagem estática do participante, para que o sistema reconhecesse as marcas, e as próximas filmagens foram dinâmicas. Os indivíduos foram solicitados a deambular sobre a passarela com seis metros de comprimento em velocidades habitual e máxima, para familiarização com o ambiente. Em seguida, foram

---

realizadas no mínimo três tentativas apropriadas (o indivíduo deveria pisar somente com o membro parético na plataforma de força), em quatro condições: com o uso do DA em velocidade habitual (BH); sem o uso do DA em velocidade habitual (H); com o uso de DA em velocidade máxima (BM) e sem o uso de DA em velocidade máxima (M). A ordem de realização das coletas se deu de forma aleatorizada.

Para a condição velocidade habitual, foi dado o seguinte comando ao indivíduo: “caminhe com sua velocidade normal na passarela” e para a condição velocidade máxima: “caminhe com sua velocidade máxima na passarela sem correr”. Todos os comandos foram dados pelo mesmo avaliador, em todas as coletas. Entre as coletas foi permitido repouso e caso o indivíduo necessitasse, um pesquisador ficou ao lado do mesmo para proporcionar segurança.

#### *Redução e análise dos dados*

Os dados foram processados por meio do *software* de aquisição *Qualisys Track Manager*, onde as marcas foram nomeadas e as trajetórias estabelecidas. Foram excluídos os ciclos que continham algum artefato, como queda dos marcadores, má qualidade do sinal ou aqueles que o indivíduo não pisou de forma adequada na plataforma de força. Para cada indivíduo, foi criado um modelo de identificação automática das marcas para ser utilizado nos processamentos subseqüentes, a fim de padronizar o processamento dos dados. Em seguida, os dados foram exportados para o programa *Visual 3D Movement Analysis Software (C-Motion, Inc.)*, onde foi realizada a filtragem passa-baixa de 6Hz (Butterworth) de 4ª ordem<sup>14</sup>.

Para determinação dos eventos da marcha, foi utilizada a plataforma para determinação do contato inicial e retirada do pé do solo. O segundo contato foi delimitado

---

pelo marcador do calcanhar, definindo assim o ciclo da marcha (0-100%). Foi testada a confiabilidade intraexaminador, que foi realizada pela demarcação dos eventos da marcha (primeiro contato inicial – CI-1, retirada do pé do solo - TO e segundo contato inicial – CI-2) com intervalo de uma semana. Foi analisada uma medida em cada condição (BH, H, BM e M) de cinco indivíduos, totalizando 20 mediadas. Para analisar a confiabilidade intraexaminador foi utilizado o Coeficiente de Correlação Intra-classe (ICC), que apresentou valores excelentes tanto para o CI-1 (ICC=0,997) quanto para o TO e CI-2 (ICC=1,00)<sup>70</sup>.

Foi também utilizado o método proposto por Ghousayni *et al.*<sup>79</sup> para determinação dos eventos da marcha (contato inicial, retirada do pé do solo e contato subsequente-todos do membro parético), que a partir do deslocamento linear e da velocidade de deslocamento linear de marcadores posicionados na porção posterior do calcâneo e no quinto metatarso, foi permitida a determinação das fases e eventos da marcha de forma confiável e acurada. Os resultados foram similares dentre os dois métodos utilizados para delimitação dos eventos da marcha.

Foi construído um modelo biomecânico por meio de dinâmica inversa<sup>80</sup> para extração das seguintes variáveis: deslocamentos angulares no plano sagital, potência e trabalho das articulações do quadril, joelho e tornozelo, além de variáveis temporais, tais como o tempo de apoio, tempo de balanço e tempo total do ciclo da marcha.

Em relação à cinemática angular, o ângulo do quadril foi obtido utilizando o segmento referência pelve e a coxa. Para o deslocamento angular do joelho utilizou-se como referência os segmentos coxa e perna. Já para o deslocamento angular do tornozelo, foi construído um segmento virtual (pé virtual), objetivando alinhar o pé com o

---

segmento perna, de forma que os dois segmentos tivessem a mesma orientação na posição de referência com o eixo de rotação. Desta forma, para o ângulo do tornozelo foi utilizado os segmentos perna e pé virtual. Por definição, valores positivos indicam flexão de quadril, flexão de joelho e dorsiflexão<sup>48</sup>. As variáveis cinéticas foram normalizadas pela massa corpórea. A potência foi calculada como o produto do momento de força e velocidade angular para cada instante do ciclo. O trabalho positivo e negativo foi calculado por meio da integral das áreas positivas e negativas, respectivamente, das curvas de potência<sup>80</sup>. Todos os dados foram normalizados a 100% do ciclo da marcha<sup>80</sup>.

### **Análise estatística**

Estatística descritiva, utilizando medidas de tendência central e de dispersão para as variáveis quantitativas e frequência para as variáveis categóricas, foi realizada para caracterização da amostra, em relação às variáveis antropométricas, demográficas e clínicas.

Foram utilizadas ANOVA 2X2 com medidas repetidas para verificação dos efeitos principais e de interação entre as condições de velocidade e uso do DA nas variáveis cinemáticas e cinéticas.

Para avaliar se as frequências observadas diferiram do conjunto de frequências esperadas nas questões do questionário sobre o uso do DA, foi utilizado o teste Qui-Quadrado<sup>70</sup>. Em todas as análises foi considerado um nível de significância  $\alpha < 0,05$ , utilizando o pacote estatístico SPSS versão 15.0 para Windows (SPSS Inc, Chicago IL, USA).

---

Os perfis cinemáticos e de potência durante a marcha não foram analisados estatisticamente, no entanto são apresentados por meio de gráficos para visualização das mudanças associadas com o uso de DA.

### **Análise inicial da amostra**

A partir de uma lista de contatos de aproximadamente 360 hemiplégicos pós- AVE, foram selecionados aqueles indivíduos que utilizavam DA para deambulação Assim, foram recrutados por telefone 23 indivíduos para participar da pesquisa. Todos os indivíduos tiveram sua avaliação inicial com a aplicação dos questionários realizada, além da aplicação do questionário de satisfação do uso do DA. Quatro indivíduos não completaram a avaliação no sistema de análise de movimento, e 19 realizaram a mesma. Os dados cinéticos de sete indivíduos tiveram que ser excluídos da análise final por problemas técnicos durante a coleta e processamento dos dados. Assim, serão apresentados nos seguintes artigos: os dados cinemáticos de 19 indivíduos, dados cinéticos de 12 indivíduos e dados relacionados à satisfação com o uso de DA de 23 indivíduos.

Os perfis cinemáticos e cinéticos individuais são apresentados no APÊNDICE C e APÊNDICE D, respectivamente, onde são demonstradas as médias e desvio-padrões da amostra entre as condições estudadas e após os gráficos individuais comparando as condições com e sem o uso de DA, em ambas as velocidades.

---

### Capítulo 3- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- (1) Andre C. *Manual do AVC*. 2 ed. 2006.
- (2) Cacho EWA, Melo FRLV, Oliveira R. Avaliação da recuperação motora de pacientes hemiplégicos através do protocolo de desempenho físico Fugl-Meyer. *Revista de Neurociências* 12[2], 94-102. 2004.
- (3) Sociedade Brasileira de Doenças Cerebrovasculares. Primeiro consenso brasileiro do tratamento da fase aguda do acidente vascular cerebral. *Arquivos de Neuropsiquiatria* 59, 972-980. 2001.
- (4) Neves PP. Profissionais da saúde que assistem pacientes com Acidente Vascular Cerebral necessitam de informações especializadas. Fontes SV, Fukujima MM, Matas SL, Prado GF, editors. *Revista de Neurociências* 12[4], 173-181. 2004.
- (5) Saposnik G, Del Brutto OH. Stroke in South America: a systematic review of incidence, prevalence, and stroke subtypes. *Stroke* 2003;34:2103-2107.
- (6) Lotufo PA, Bensenor IM. Stroke mortality in Sao Paulo (1997-2003): a description using the Tenth Revision of the International Classification of Diseases. *Arq Neuropsiquiatr* 2004;62:1008-1011.
- (7) Roth EJ. Heart disease in patients with stroke: incidence, impact, and implications for rehabilitation. Part 1: Classification and prevalence. *Arch Phys Med Rehabil* 1993;74:752-760.
- (8) Chaves MLF. Acidente vascular encefálico. *Revista Brasileira de Hipertensão* 7[4], 372-379. 2000.
- (9) Teixeira-Salmela LF, Oliveira ESG, Santana EGS, Resende GP. Fortalecimento muscular e condicionamento físico em hemiplégicos. *Acta Fisiátrica* 7, 108-118. 2000.
- (10) Duncan PW, Zorowitz R, Bates B et al. Management of Adult Stroke Rehabilitation Care: a clinical practice guideline. *Stroke* 2005;36:e100-e143.
- (11) Chagas EF. Simetria e transferencia de peso do hemiplegico: relação dessa condição com o desempenho de suas atividades funcionais. Tavares MCGCF, editor. *Rev Fisioter Univ São Paulo* 8, 40-50. 2001.
- (12) Veronezi AMG, Bachiega GL, Augusto VS, Carvalho AC. Avaliação da Performance da Marcha de Pacientes Hemiplégicos do Projeto Hemiplegia. *Fisioterapia & Movimento* 17[1], 31-38. 2004.
- (13) O'Sullivan SB, Schmitz TJ. *Fisioterapia: avaliação e tratamento*. 4 ed. São Paulo: Manole, 2004.
- (14) Chen G, Patten C, Kothari DH, Zajac FE. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait Posture* 2005;22:51-56.
- (15) Titianova EB, Tarkka IM. Asymmetry in walking performance and postural sway in patients with chronic unilateral cerebral infarction. *J Rehabil Res Dev* 1995;32:236-244.
- (16) Lennon S. Gait re-education based on the Bobath concept in two patients with hemiplegia following stroke. *Phys Ther* 2001;81:924-935.

- 
- (17) Perry J. *Análise de Marcha: Marcha Patológica*. São Paulo: Manole, 2005.
- (18) Lai MS. *The effect of walking aids on gait symmetry and speed in hemiplegic patients* [Dissertation- MSc in Exercise and Nutrition Science]. University of Chester; 2008.
- (19) Cequeti F, Souza J, Fellipa CSB. Análise das Variáveis Espaço temporais da marcha do paciente hemiplégico submetido ao Método Perfetti. *Rev Saude URCAMP* 8[1], s.p. 2004.
- (20) Suzuki K, Yamada Y, Handa T, Imada G, Iwaya T, Nakamura R. Relationship between stride length and walking rate in gait training for hemiparetic stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil* 1999;78:147-152.
- (21) Jorgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO, Olsen TS. Recovery of walking function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study. *Arch Phys Med Rehabil* 1995;76:27-32.
- (22) Von Schroeder HP, Coutts RD, Lyden PD, Billings E Jr, Nickel VL. Gait parameters following stroke: a practical assessment. *J Rehabil Res Dev* 1995;32:25-31.
- (23) Olney SJ, Richards C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait & Posture* [4], 136-148. 1996.
- (24) Wagenaar RC, Beek WJ. Hemiplegic gait: a kinematic analysis using walking speed as a basis. *J Biomech* 1992;25:1007-1015.
- (25) Perry J, Garrett M, Gronley JK, Mulroy SJ. Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke* 1995;26:982-989.
- (26) Dickstein R. Rehabilitation of gait speed after stroke: a critical review of intervention approaches. *Neurorehabil Neural Repair* 2008;22:649-660.
- (27) Ozgirgin N, Bolukbasi N, Beyazova M, Orkun S. Kinematic gait analysis in hemiplegic patients. *Scand J Rehabil Med* 1993;25:51-55.
- (28) Lindmark B, Hamrin E. Relation between gait speed, knee muscle torque and motor scores in post-stroke patients. *Scand J Caring Sci* 1995;9:195-202.
- (29) Bohannon RW, Andrews AW. Correlation of knee extensor muscle torque and spasticity with gait speed in patients with stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 1990;71:330-333.
- (30) Burdett RG, Borello-France D, Blatchly C, Potter C. Gait comparison of subjects with hemiplegia walking unbraced, with ankle-foot orthosis, and with Air-Stirrup brace. *Phys Ther* 1988;68:1197-1203.
- (31) Oken O, Yavuzer G, Ergocen S, Yorgancioglu ZR, Stam HJ. Repeatability and variation of quantitative gait data in subgroups of patients with stroke. *Gait Posture* 2008;27:506-511.
- (32) Jonkers I, Delp S, Patten C. Capacity to increase walking speed is limited by impaired hip and ankle power generation in lower functioning persons post-stroke. *Gait Posture* 2009;29:129-137.
- (33) Olney SJ, Griffin MP, Monga TN, McBride ID. Work and power in gait of stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil* 1991;72:309-314.
- (34) Chen G, Patten C. Joint moment work during the stance-to-swing transition in hemiparetic subjects. *J Biomech* 2008;41:877-883.

- 
- (35) Kim CM, Eng JJ. Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. *Gait Posture* 2004;20:140-146.
- (36) Organização Mundial da Saude. *Classificação Internacional de Incapacidade, Funcionalidade e Saude- CIF*. São Paulo: Editora da Universidade de São Paulo, 2003.
- (37) Lu CL, Yu B, Basford JR, Johnson ME, An KN. Influences of cane length on the stability of stroke patients. *J Rehabil Res Dev* 1997;34:91-100.
- (38) Laufer Y. The effect of walking aids on balance and weight-bearing patterns of patients with hemiparesis in various stance positions. *Phys Ther* 2003;83:112-122.
- (39) Stowe S. Gerotechnology series: 2. Walking aids. *European Geriatric Medicine* 1, 122-127. 2010.
- (40) Laufer Y. The use of walking aids in the rehabilitation of stroke. *Rev Clin Gerontol* [14], 137-144. 2004.
- (41) Teasell RW, Foley NC, Bhogal SK, Speechley MR. An evidence-based review of stroke rehabilitation. *Top Stroke Rehabil* 2003;10:29-58.
- (42) Salminen AL, Brandt A, Samuelsson K, Toytari O, Malmivaara A. Mobility devices to promote activity and participation: a systematic review. *J Rehabil Med* 2009;41:697-706.
- (43) Carr JH, Shepherd RB. The changing face of neurological rehabilitation. *Rev Bras Fisioter* 10[2], 147-156. 2006.
- (44) Bobath B. *Adult hemiplegia: evaluation and treatment*. 3 ed. Oxford: Heinemann, 1990.
- (45) Allet L, Leemann B, Guyen E et al. Effect of different walking aids on walking capacity of patients with poststroke hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil* 2009;90:1408-1413.
- (46) Davidson I. Physiotherapists working with stroke patients: a national survey. Waters K, editor. *Physiotherapy* 86, 69-80. 2000.
- (47) Lennon S, Baxter D, Ashburn A. Physiotherapy based on the Bobath concept in stroke rehabilitation: a survey within the UK. *Disabil Rehabil* 2001;23:254-262.
- (48) Teixeira-Salmela LF, Nadeau S, McBride I, Olney SJ. Effects of muscle strengthening and physical conditioning training on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors. *J Rehabil Med* 2001;33:53-60.
- (49) Wall JC, Turnbull GI. Gait asymmetries in residual hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1986;67:550-553.
- (50) Van Hook FW, Demonbreun D, Weiss BD. Ambulatory devices for chronic gait disorders in the elderly. *Am Fam Physician* 2003;67:1717-1724.
- (51) Whittle M. *Gait Analysis: an introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann, 1991.
- (52) Tyson SF. The influence of walking aids on hemiplegic gait. Ashburn A, editor. *Phys Theory Prac* 10[2], 77-86. 1994.
- (53) Laufer Y. Effects of one-point and four-point canes on balance and weight distribution in patients with hemiparesis. *Clin Rehabil* 2002;16:141-148.

- 
- (54) Buurke JH, Hermens HJ, Erren-Wolters CV, Nene AV. The effect of walking aids on muscle activation patterns during walking in stroke patients. *Gait Posture* 2005;22:164-170.
- (55) Kuan TS, Tsou JY, Su FC. Hemiplegic gait of stroke patients: the effect of using a cane. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80:777-784.
- (56) Bateni H, Maki BE. Assistive devices for balance and mobility: benefits, demands, and adverse consequences. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86:134-145.
- (57) Sumsion T, Law M. A review of evidence on the conceptual elements informing client-centred practice. *Can J Occup Ther* 2006;73:153-162.
- (58) Tyson SF, Rogerson L. Assistive walking devices in nonambulant patients undergoing rehabilitation after stroke: the effects on functional mobility, walking impairments, and patients' opinion. *Arch Phys Med Rehabil* 2009;90:475-479.
- (59) Makiyama TY, Battistella LR, Litvoc J, Martins LC. Estudo sobre a qualidade de vida de pacientes hemiplégicos por acidente vascular cerebral e de seus cuidadores. *Acta Fisiátrica* 11[3], 106-109. 2004.
- (60) Ostefeld AM. A review of stroke epidemiology. *Epidemiol Rev* 2, 136-141. 1980.
- (61) Maeda A, Nakamura K, Higuchi S, Yuasa T, Motohashi Y. Postural sway during cane use by patients with stroke. *Am J Phys Med Rehabil* 2001;80:903-908.
- (62) Jutai J, Coulson S, Teasell R, Bayley M, Garland J, Mayo N, Wood-Dauphinee S. Mobility assistive device utilization in a prospective study of patients with first-ever stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88:1268-1275.
- (63) Evans MD, Goldie PA, Hill KD. Systematic and random error in repeated measurements of temporal and distance parameters of gait after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 1997;78:725-729.
- (64) Mah CD, Hulliger M, O'Callaghan IS, Lee RG. Quantitative kinematics of gait patterns during the recovery period after stroke. *J Stroke Cerebrovasc Dis* 1999;8:312-329.
- (65) Horvath M, Tihanyi T, Tihanyi J. Kinematic and kinetic analyses of gait patterns in hemiplegic patients. *Facta Universitatis* 1[8], 25-35. 2001.
- (66) Gard SA, Miff SC, Kuo AD. Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking. *Hum Mov Sci* 2004;22:597-610.
- (67) Mizzele C, Rodgers M, Foorester L. Bilateral foot center of pressure measures predict hemiparetic gait velocity. *Gait & Posture* 24, 356-363. 2006.
- (68) Yavuzer G, Oken O, Elhan A, Stam HJ. Repeatability of lower limb three-dimensional kinematics in patients with stroke. *Gait Posture* 2008;27:31-35.
- (69) Lord SE, McPherson K, McNaughton HK, Rochester L, Weatherall M. Community ambulation after stroke: how important and obtainable is it and what measures appear predictive? *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:234-239.
- (70) Portney LG, Watkins MP. *Foundations of clinical research: Applications to practice*. 3 ed. New Jersey: Prentice Hall Health, 2009.

- 
- (71) Bertolucci PH, Brucki SMD, Campacci SR, Juliano Y. O mini-exame do estado mental em uma população geral: impacto da escolaridade. *Arquivos de Neuropsiquiatria* 52[1], 1-7. 1994.
- (72) Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther* 1987;67:206-207.
- (73) Blackburn M, van VP, Mockett SP. Reliability of measurements obtained with the modified Ashworth scale in the lower extremities of people with stroke. *Phys Ther* 2002;82:25-34.
- (74) Bohannon RW. Manual muscle test scores and dynamometer test scores of knee extension strength. *Arch Phys Med Rehabil* 1986;67:390-392.
- (75) Maki T, Quagliato EMAB, Cacho EWA, Paz LPS, Nascimento NH, Inoue MMEA, Viana MA. Estudo da confiabilidade da aplicação da escala de Fugl-Meyer no Brasil. *Rev Bras Fisioter* 10[2], 177-183. 2006.
- (76) Miyamoto ST, Lombardi JL, Berg KO, Ramos IR, Natour J. Brazilian version of the Berg balance scale. *Braz J Med Biol Res* 37[9], 1411-1421. 2004.
- (77) Salbach NM, Mayo NE, Higgins J, Ahmed S, Finch LE, Richards CL. Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82:1204-1212.
- (78) Chung MJ, Wang MJ. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20-60 years. *Gait Posture* 2010;31:131-135.
- (79) Ghoussayni S, Stevens C, Durham S, Ewins D. Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals. *Gait Posture* 2004;20:266-272.
- (80) Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2 ed. New York: 1990.

---

## Capítulo 4 – ARTIGO I

### PERCEPÇÃO DE HEMIPLÉGICOS CRÔNICOS SOBRE O USO DE DISPOSITIVOS AUXILIARES NA MARCHA.

#### RESUMO

**Objetivo:** Avaliar a percepção de hemiplégicos crônicos sobre o uso de dispositivos auxiliares (DA) na marcha, uma vez que os mesmos não são frequentemente prescritos. **Método:** Indivíduos hemiplégicos crônicos com média de idade de 58,4 anos, tempo pós-AVE de 80,8 meses e tempo de uso do DA de 67,6 meses responderam um questionário padronizado, pontuado em uma escala Likert (melhor; não altera; pior), composto por cinco questões referentes a habilidade para descarregar peso no membro parético; habilidade para movimentar o membro parético; confiança; segurança e jeito de caminhar. **Resultados:** Quatorze indivíduos utilizavam bengalas e nove muletas canadenses, sendo que 91% utilizavam DA somente em vias públicas e 9% o utilizavam também em ambiente domiciliar. Os resultados do teste Qui-quadrado demonstraram que os indivíduos apresentaram uma percepção positiva em relação ao uso do DA nas quatro primeiras questões ( $6,87 < X^2 < 29,83$ ;  $0,0001 < p \leq 0,03$ ). Com relação à descarga de peso, 83% relataram melhora e 17% consideraram que a mesma não foi alterada; para habilidade de movimentar o membro parético, 39% relataram melhora, 52% não perceberam modificação e 9% piora. Quando questionados sobre a confiança para caminhar, 83% indicaram melhora e 17% relataram que não houve alteração. Com relação à segurança, 87% relataram melhora, 9% indicaram não haver alteração e 4% piora. Não foram observadas diferenças significativas para o item jeito de caminhar ( $X^2=1,09$ ;  $p=0,30$ ). **Conclusões:** De modo geral, os resultados indicaram que indivíduos hemiplégicos crônicos apresentaram percepção positiva em relação ao uso de DA para deambulação.

**Palavras-chave:** Acidente Cerebral Vascular, marcha, dispositivos auxiliares, satisfação do paciente.

---

Autores: Janaine C Polese, Lucas R Nascimento, Christina DCM Faria, Gloria ECL Laurentino, Fátima Rodrigues-de-Paula, Luci F Teixeira-Salmela.

Periodico: *Revista Panamericana de Salud Pública*- ISSN 1020-4989. (Ver ANEXO B)

---

## INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, houve um aumento da expectativa de vida, especialmente daqueles indivíduos acometidos por doenças crônicas. Dessa forma, o Acidente Vascular Encefálico (AVE) tornou-se um problema de saúde pública<sup>1</sup>. O AVE gera deficiências nos domínios de estrutura e função do corpo, podendo causar limitações em atividades e restrições na participação<sup>2;3</sup>.

A aquisição da marcha é o objetivo mais freqüentemente relatado por indivíduos pós-AVE e a restauração da mesma é, em geral, o foco primário estabelecido nos programas de reabilitação para esta população<sup>4;5</sup>. Poucos indivíduos pós-AVE são capazes de se movimentar de modo independente fora de suas casas e, aproximadamente, 20% são incapazes de sair de casa sem o uso de algum dispositivo de auxílio à marcha<sup>6</sup>. Com o intuito de proporcionar um melhor desempenho em atividades de vida diária e garantir maior participação social, profissionais da saúde usualmente recomendam o uso de dispositivos auxiliares (DA), visando maior segurança durante a marcha de indivíduos hemiplégicos<sup>7;8</sup>.

Apesar de bengalas e muletas canadenses serem utilizadas por mais de dois terços da população acometida pelo AVE<sup>9</sup>, alguns profissionais da reabilitação ainda são relutantes em relação à prescrição de DA, por acreditar que o uso destes dispositivos possa limitar a restauração do que eles consideram um “padrão de marcha normal” e a re aquisição de mobilidade independente<sup>10;11</sup>. Recentemente, a partir de publicações revelando benefícios relacionados ao uso de DA<sup>12-17</sup>, alguns profissionais passaram a prescrever o uso destes dispositivos<sup>18</sup>. No entanto, a prescrição de bengalas e muletas canadenses, para esta população específica, não é vista freqüentemente na clínica<sup>19</sup>.

Vários estudos investigaram a influência de DA em variáveis biomecânicas da marcha de hemiplégicos<sup>17;20-22</sup>. Entretanto, tais estudos não avaliaram a percepção dos indivíduos em relação ao uso de tais dispositivos. É possível, portanto, que no processo de decisão clínica sobre a prescrição de DA, profissionais da saúde desconsiderem itens relacionados ao conforto e

---

segurança auto-relatados ao negligenciar a opinião dos pacientes e o processo de adaptação funcional à nova realidade estrutural.

Os desfechos de pesquisas são escolhidos na tentativa de explicar e entender os resultados advindos com serviços de saúde, acarretando um melhor atendimento e, assim, proporcionando um melhor resultado aos usuários<sup>23</sup>. Desta forma, as perspectivas dos indivíduos em relação a determinado desfecho representam um papel essencial no direcionamento das pesquisas<sup>24</sup>. Além disso, Sumsion & Law<sup>25</sup> relataram que a prática baseada em evidências deve ser aliada à prática centrada no cliente, sendo que esta deve reconhecer a necessidade da escolha do cliente na tomada de decisão clínica e ser adequada ao contexto em que os indivíduos vivem. Com as tomadas de decisões embasadas na prática centrada no cliente, é possível que haja um aumento com a satisfação dos serviços e, conseqüentemente, maior adesão às recomendações da terapia e melhora dos desfechos funcionais<sup>25</sup>. Sendo assim, o objetivo deste estudo foi avaliar a percepção de hemiplégicos crônicos em relação ao uso de DA na marcha.

## **MATERIAIS E MÉTODOS**

Foi realizado um estudo transversal no Laboratório de Análise de Movimento da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). A amostra foi composta por voluntários recrutados na comunidade em geral e em ambulatórios de fisioterapia de instituições de ensino de Belo Horizonte, integrantes de uma lista de voluntários composta por aproximadamente 360 indivíduos pós AVE. Para participar do estudo, os indivíduos deveriam apresentar os seguintes critérios de inclusão: (1) diagnóstico clínico de AVE unilateral, (2) tempo pós-lesão superior a seis meses, (3) idade igual ou superior a 20 anos, (4) utilizar habitualmente DA (bengalas ou muletas canadenses) para deambular; (5) capacidade de compreender e executar comandos, identificada pelo Mini-Exame do Estado Mental com pontos de corte estabelecidos para a população brasileira<sup>26</sup> e (6) ausência de outras deficiências neurológicas ou ortopédicas. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG (Parecer ETIC 05380.0.203.000-09) e

---

todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido concordando com a participação.

Para fins de caracterização da amostra, foram coletados dados demográficos e clínicos referentes ao AVE, ao uso do DA, equilíbrio por meio da Escala de Equilíbrio de Berg<sup>27</sup>, medo de quedas<sup>28</sup> e estágio de retorno motor por meio da Escala de Fugl-Meyer (itens para membro inferior)<sup>29</sup>.

A percepção dos indivíduos em relação ao uso de DA para deambulação foi avaliada por meio de entrevista direta utilizando o questionário desenvolvido por Tyson e Rogerson<sup>13</sup>. O questionário é composto por cinco questões que avaliam, respectivamente: 1ª) habilidade para descarregar peso no membro parético; 2ª) habilidade para movimentar o membro parético durante a deambulação; 3ª) confiança para caminhar; 4ª) segurança para caminhar e 5ª) jeito de caminhar. O questionário apresenta três possibilidades de respostas relacionadas ao uso do DA em uma escala ordinal: (i) melhorou; (ii) não alterou; (iii) piorou.

### **Análise dos Dados**

Foi utilizada estatística descritiva para a caracterização da amostra para as variáveis demográficas e clínicas, e para descrição dos resultados obtidos nas variáveis de desfecho principal do estudo (percepção com o uso de DA). Para tanto, foram reportadas medidas de tendência central e de dispersão (média, desvio padrão) para as variáveis quantitativas, e medidas de frequência para as variáveis categóricas. Para avaliar se as frequências observadas diferiram do conjunto de frequências esperadas nas questões do questionário sobre o uso do DA, foi utilizado o teste Qui-Quadrado<sup>30</sup>. Todas as análises foram realizadas utilizando o programa estatístico SPSS para *Windows* versão 15.0, com um nível de significância estabelecido em  $\alpha < 0,05$ .

## **RESULTADOS**

---

## Caracterização dos Participantes

Participaram deste estudo 23 hemiplégicos ( $58,4 \pm 8$  anos; 13 homens;  $80,8 \pm 43,6$  meses pós-lesão), com tempo de uso do DA de  $67,6 \pm 41,4$  meses. Todos os indivíduos iniciaram o uso do DA nos primeiros seis meses pós-AVE; 14 indivíduos utilizavam bengalas e nove utilizavam muletas canadenses. Observou-se que 91% dos participantes utilizavam o DA somente em vias públicas e 9% o utilizavam também em ambiente domiciliar. Em relação à prescrição dos dispositivos auxiliares, 48% (11) relataram ter recebido a prescrição de fisioterapeutas; 22% (5) de médicos; 22% (5) iniciaram o uso por conta própria e 8% (2) receberam a prescrição do DA de outro profissional da área da saúde. A síntese dos dados demográficos e clínicos pode ser observada na Tabela 1.

## Percepção com relação ao uso de DA

O teste Qui-Quadrado revelou haver diferença significativa entre as categorias de respostas nas quatro primeiras questões, sendo que a primeira opção de resposta (melhor) foi a que mais contribuiu para a significância encontrada ( $6,87 < \chi^2 < 29,83$ ;  $0,0001 < p \leq 0,03$ ). Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas nas respostas na questão relacionada ao jeito de caminhar ( $\chi^2 = 1,09$ ;  $p = 0,30$ ). Observou-se que nenhum dos participantes avaliados relatou piora em relação à habilidade para descarregar peso no membro parético, à confiança para caminhar e ao jeito de caminhar. Apenas dois indivíduos relataram piora na habilidade para movimentar o membro parético e na segurança para caminhar.

Em relação à habilidade para descarregar peso no membro parético, 82,6% relataram melhora na descarga de peso no membro parético e 17,4% consideraram que a mesma não foi alterada. Para a habilidade de movimentar o membro parético durante a deambulação, 39,1% relataram melhora, 52,2% não perceberam modificação e apenas 8,7% indicaram piora. Quando questionados sobre a confiança para deambular, 82,6% referiram melhora e 17,4% relataram que não houve alteração. Para a segurança, 87% indicaram melhora, 8,7% indicaram não haver

---

alteração e 4,3% indicaram piora. Quando perguntados sobre a influência do uso do DA no jeito de caminhar, 60,9% relataram melhora, 39,1% informaram não perceber modificação e nenhum relatou piora (Tabela 2).

## DISCUSSÃO

Não foram encontrados estudos prévios que tenham investigado a opinião de indivíduos hemiplégicos crônicos brasileiros sobre a influência do uso de bengalas e muletas canadenses durante a marcha. Tyson e Rogerson<sup>13</sup>, por sua vez, avaliaram o efeito imediato do uso de DA na mobilidade funcional e a opinião de hemiplégicos agudos pós-AVE do Reino Unido sobre este efeito. Os resultados demonstraram que os indivíduos responderam positivamente ao uso do DA, relatando maior confiança e segurança, além de melhora da forma que realizavam a marcha, concordando com os presentes resultados.

Neste estudo, todos os indivíduos iniciaram a utilização dos DA nos primeiros seis meses pós-lesão e mesmo realizando programas de reabilitação, não adquiriram a marcha comunitária sem o uso dos dispositivos. Neste sentido, estudos relataram que o uso de DA pode melhorar a mobilidade de indivíduos hemiplégicos, quando prescritos durante a reabilitação<sup>16;20;31;32</sup>, podendo atuar como adjuvante ao tratamento fisioterápico. Aproximadamente metade dos indivíduos (48%) recebeu a prescrição do DA por um fisioterapeuta. Este achado pode ser explicado pelo fato de que os profissionais não tenham acreditado haver indicação do uso do DA para os indivíduos, ou ainda relutância de alguns profissionais na prescrição destes. Já Hamzat e Koribi<sup>8</sup> observaram que 76% dos hemiplégicos avaliados receberam a prescrição do DA por fisioterapeutas e o restante da amostra adquiriu o DA por conta própria, por entender que o uso dos mesmos poderia prevenir quedas.

Observou-se, na aplicação da escala relacionada à opinião dos hemiplégicos, que a opção de resposta “melhor” foi a que mais contribuiu para a significância encontrada, exceto na questão

---

cinco. Desta forma, pode-se inferir que a amostra estudada teve uma visão positiva em relação ao uso de bengalas ou muletas canadenses durante a marcha.

Em relação à primeira questão do questionário, pôde-se observar que a maioria dos indivíduos relatou maior percepção de descarga de peso no membro parético com o uso do DA. A literatura é controversa quando relaciona a descarga de peso entre os membros inferiores com o uso de bengalas e muletas. Achados prévios indicaram não haver diferenças na descarga de peso entre os membros com o uso de bengalas ou muletas<sup>33</sup>, enquanto outros demonstraram melhora da simetria entre a descarga de peso entre os membros inferiores<sup>34</sup>. Entretanto, estudos mais recentes ressaltaram que a simetria em hemiplégicos não está relacionada a um melhor desempenho em atividades funcionais<sup>35;36;36-38</sup>. Na verdade, não há evidência de que a simetria desempenhe algum papel em promover desempenho funcional e, de fato, variáveis assimétricas parecem ser mais relevantes para desfechos funcionais, tais como as variáveis espaço-temporais e velocidade<sup>38</sup>.

Neste estudo observou-se que apenas um indivíduo relatou piora da confiança e da segurança durante a deambulação com bengalas e muletas, sendo que a maioria (83% e 87%, respectivamente) relatou sentir melhora nestes dois itens. Contrariamente, Hamzat e Kobiri<sup>8</sup> observaram, dentre 50 hemiplégicos agudos e crônicos, que aqueles que faziam uso de bengalas, quando comparados com aqueles que não utilizavam, apresentavam menor participação social e pior equilíbrio. Os achados dos autores podem ser explicados pelo fato de que aqueles indivíduos na fase aguda do AVE não tinham a função da marcha estabelecida, o que pode ter interferido na menor participação social, já que a marcha é um pré-requisito para diversas atividades de vida diária<sup>39</sup>.

Apenas dois indivíduos relataram piora na questão relacionada à habilidade para movimentar o membro parético e segurança para caminhar. O mesmo relatou sentir muito medo de cair e ter sofrido três quedas nos últimos seis meses. No entanto, este indivíduo apresentou

---

um escore acima do ponto de corte na Escala de Equilíbrio de Berg (46 pontos) e ressaltou não pretender deixar de usar a bengala, reforçando a hipótese de que o uso de DA poderia ser um facilitador para a marcha, acarretando maior participação social.

Nenhum indivíduo relatou piora do jeito de caminhar com o uso do DA. Assim, refutando a idéia de alguns terapeutas<sup>10;11</sup>, os resultados deste estudo apontaram que indivíduos hemiplégicos crônicos não têm como prioridade a restauração da marcha com “padrão estético normal” sem o uso de bengalas ou muletas, e sim, querem restabelecer a função da marcha, mesmo que com a estética adaptada<sup>18</sup>, reforçando a importância do uso da prática centrada no cliente para a tomada de decisão clínica<sup>25</sup>.

O pequeno número da amostra justifica-se pelo fato de poucos hemiplégicos crônicos advindos do banco original (composto por cerca de 360 indivíduos pós AVE) terem recebido prescrição de bengalas e muletas canadenses e continuaram em uso dos mesmos. Desta forma, todos aqueles que corresponderam aos critérios de inclusão do presente estudo foram recrutados, totalizando 23 indivíduos.

De modo geral, os resultados indicaram que indivíduos hemiplégicos crônicos apresentaram percepção positiva em relação ao uso de DA para deambulação, sugerindo que o uso destes dispositivos pode auxiliar na mobilidade e independência durante atividades de vida diária, podendo acarretar uma maior participação social. Considerando a amostra do presente estudo constituída por participantes que relataram a necessidade de uso do DA principalmente em vias públicas, pode-se inferir que a percepção de melhora seja modulada por aspectos relacionados a fatores sociais e estruturais do ambiente, sendo o DA um facilitador do desempenho na marcha.

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

- (1) Saposnik G, Del Brutto OH. Stroke in South America: A systematic review of incidence, prevalence, and stroke subtypes. *Stroke* 2003;34:2103-2107.

- 
- (2) Salter K, Jutai JW, Teasell R, Foley NC, Bitensky J, Bayley M. Issues for selection of outcome measures in stroke rehabilitation: ICF activity. *Disabil Rehabil* 2005;27:315-340.
  - (3) Salter K, Jutai JW, Teasell R, Foley NC, Bitensky J, Bayley M. Issues for selection of outcome measures in stroke rehabilitation: ICF Participation. *Disabil Rehabil* 2005;27:507-528.
  - (4) Jorgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO, Olsen TS. Recovery of walking function in stroke patients: The Copenhagen Stroke Study. *Arch Phys Med Rehabil* 1995;76:27-32.
  - (5) Bohannon RW. Rehabilitation goals of patients with hemiplegia. Andrews AW, Smith MB, editors. *Int J Rehabil Res* 1988;11:181-183.
  - (6) Lord SE, McPherson K, McNaughton HK, Rochester L, Weatherall M. Community ambulation after stroke: how important and obtainable is it and what measures appear predictive? *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:234-239.
  - (7) Laufer Y. Effects of one-point and four-point canes on balance and weight distribution in patients with hemiparesis. *Clin Rehabil* 2002;16:141-148.
  - (8) Hamzat TK, Kobiri A. Effects of walking with a cane on balance and social participation among community-dwelling post-stroke individuals. *Eur J Phys Rehabil Med* 2008;44:121-126.
  - (9) Organização Mundial da Saude. Classificação Internacional de Incapacidade, Funcionalidade e Saude- CIF. São Paulo: Editora da Universidade de São Paulo, 2003.
  - (10) Davidson I. Physiotherapists working with stroke patients: A national survey. *Physiother* 2000;86:69-80.
  - (11) Lennon S, Baxter D, Ashburn A. Physiotherapy based on the Bobath concept in stroke rehabilitation: a survey within the UK. *Disabil Rehabil* 2001;23:254-262.
  - (12) Gosman-Hedstrom G. Assistive devices in elderly people after stroke: A longitudinal, randomized study- The Goteborg 70+ stroke study. *Scand J Occup Ther* 2002;9:109-118.
  - (13) Tyson SF, Rogerson L. Assistive walking devices in non-ambulant patients undergoing rehabilitation after stroke: The effects on functional mobility, walking impairments, and patients' opinion. *Arch Phys Med Rehabil* 2009;90:475-479.

- 
- (14) Agree EM. The influence of personal care and assistive devices on the measurement of disability. *Soc Sci Med* 1999;48:427-443.
  - (15) Stowe S. Gerotechnology series: Walking aids. *Eur Geriatr Med* 2010;1:122-127.
  - (16) Kuan TS, Tsou JY, Su FC. Hemiplegic gait of stroke patients: The effect of using a cane. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80:777-784.
  - (17) Chen CL, Chen HC, Wong MK, Tang FT, Chen RS. Temporal stride and force analysis of cane-assisted gait in people with hemiplegic stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82:43-48.
  - (18) Lennon S, Ashburn A. The Bobath concept in stroke rehabilitation: A focus group study of the experienced physiotherapists' perspective. *Disabil Rehabil* 2000;22:665-674.
  - (19) Tyson S, Selley A. A content analysis of physiotherapy for postural control in people with stroke: An observational study. *Disabil Rehabil* 2006;28:865-872.
  - (20) Tyson SF. The influence of walking aids on hemiplegic gait. *Phys Theory Prac* 1994;10:77-86.
  - (21) Tyson SF. Trunk kinematics in hemiplegic gait and the effect of walking aids. *Clin Rehabil* 1999;13:295-300.
  - (22) Lai MS. The effect of walking aids on gait symmetry and speed in hemiplegic patients [Dissertation- MSc in Exercise and Nutrition Science]. University of Chester; 2008.
  - (23) Campolina AG, Ciconelli RM. Quality of life and utility measures: Clinical parameters for decision-making in health. *Rev Panam Salud Publica* 2006;19:128-136.
  - (24) Cieza A, Geyh S, Chatterji S, Kostanjsek N, Ustun B, Stucki G. ICF linking rules: an update based on lessons learned. *J Rehabil Med* 2005;37:212-218.
  - (25) Sumsion T, Law M. A review of evidence on the conceptual elements informing client-centred practice. *Can J Occup Ther* 2006;73:153-162.
  - (26) Bertolucci PH. O mini-exame do estado mental em uma população geral: impacto da escolaridade. *Arch Neuropsychiatry* 1994;52:1-7.
  - (27) Miyamoto ST. Brazilian version of the Berg balance scale. *Braz J Med Biol Res* 2004;37:1411-1421.

- 
- (28) Zecevic AA, Salmoni AW, Speechley M, Vandervoort AA. Defining a fall and reasons for falling: comparisons among the views of seniors, health care providers, and the research literature. *Gerontologist* 2006;46:367-376.
  - (29) Maki T. Estudo da confiabilidade da aplicação da escala de Fugl-Meyer no Brasil. *Braz j Phys Ther* 2006;10:177-183.
  - (30) Portney LG, Watkins MP. *Foundations of clinical research: Applications to practice* ( 3rd ed.). New Jersey: Prentice Hall Health, 2009.
  - (31) Hesse S, Jahnke MT, Schaffrin A, Lucke D, Reiter F, Konrad M. Immediate effects of therapeutic facilitation on the gait of hemiparetic patients as compared with walking with and without a cane. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1998;109:515-522.
  - (32) Buurke JH, Hermens HJ, Erren-Wolters CV, Nene AV. The effect of walking aids on muscle activation patterns during walking in stroke patients. *Gait Posture* 2005;22:164-170.
  - (33) Laufer Y. The effect of walking aids on balance and weight-bearing patterns of patients with hemiparesis in various stance positions. *Phys Ther* 2003;83:112-122.
  - (34) Beauchamp MK, Skrela M, Southmayd D et al. Immediate effects of cane use on gait symmetry in individuals with subacute stroke. *Physiother Can* 2009;61:154-160.
  - (35) Faria CD, Teixeira-Salmela LF, Nadeau S. Effects of the direction of turning on the timed up & go test with stroke subjects. *Top Stroke Rehabil* 2009;16:196-206.
  - (36) Teixeira-Salmela LF. Assimetria e desempenho funcional em hemiplégicos crônicos antes e após programa de treinamento em academia. *Braz J Phys Ther* 2005;9:227-233.
  - (37) Faria CDCM, Reis D.A., Teixeira-Salmela LF, Nadeau S. Performance of hemiplegic patients in 180° turns in the direction of the paretic and non-paretic sides before and after a training program.. *Braz J Phys Ther* 2009;13:451-457.
  - (38) Griffin MP, Olney SJ, McBride I. Role of symmetry in gait performance of stroke subjects with hemiplegia. *Gait Posture* 1995;3:132-142.
  - (39) Prajapati SK, Gage WH, Brooks D, Black SE, McIlroy WE. A novel approach to ambulatory monitoring: Investigation Into the quantity and control of everyday walking in patients with subacute stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2010; ahead of print [doi:10.1177/1545968310374189].

Tabela 1 - Características dos participantes ( $n=23$ )

Variável	Resultado
Idade ( <i>anos</i> ), média ( <i>DP</i> ), variação [mínimo-máximo]	58,4 (8) [32-70]
Sexo, número de homens (%)	13 (56,5)
Lado da Hemiplegia, hemiplégicos à direita(%)	12 (52)
Tempo pós AVE ( <i>meses</i> ), média ( <i>DP</i> ), variação [mínimo-máximo]	80,8 (43,6) [24-210]
Dispositivo auxiliar (bengala/muleta), n bengala (%)	14 (61)
Tempo de uso do DA ( <i>meses</i> ), média ( <i>DP</i> ), variação [mínimo-máximo]	67,6 (41,4) [24-210]
Quedas, resposta positiva (%)	63 (2)
Medo de cair (%)	
Muito medo	43
Medo moderado	11
Pouco medo	5
Nenhum medo	41
Recuperação motora- Fugl-Meyer MI (0-34), média ( <i>DP</i> ), variação [mínimo-máximo]	23 (5,5) [15-31]
Equilíbrio- EEB (0-56), média ( <i>DP</i> ), variação [mínimo-máximo]	48,4 (4,5) [39-56]

*EEB= Escala de equilíbrio de Berg; MI= membro inferior; DP: Desvio padrão.*

Tabela 2 – Resultados do questionário sobre a satisfação do uso de dispositivos auxiliares. Os indivíduos responderam à seguinte questão: "O uso da bengala/ muleta mudou o seu/sua..."

<b>Item</b>	<b>Melhorou</b>	<b>Não alterou</b>	<b>Piorou</b>	<b>p</b>
				<b>Resíduos</b>
1- Habilidade para descarregar peso no membro plégico (n, %)	19 (82,6%)	4 (17,4%)	0 (0%)	0,002 7,5
2- Habilidade para movimentar o membro plégico durante a deambulação (n, %)	9 (39,1%)	12 (52,2%)	2 (8,7%)	0,03 4,3
3- Confiança para caminhar (n, %)	19 (82,6%)	4 (17,4%)	0 (0%)	0,002 7,5
4- Segurança para caminhar (n, %)	20 (87%)	2 (8,7%)	1 (4,3%)	0,0001 12,3
5- Jeito de caminhar (n, %)	14 (60,9%)	9 (39,1%)	0 (0%)	0,29 2,5

---

## Capítulo 5 – ARTIGO II

### The effects of walking sticks on gait kinematics and kinetics with chronic stroke survivors.

#### ABSTRACT

**Background:** There is a paradigm regarding the prescription of walking sticks (WS) for individuals with stroke and the understanding of the behavior of the biomechanical variables of gait with these devices become essential. The purpose of this study was to investigate how the use of WS (canes or crutches) affected the gait kinematics and kinetics of subjects with chronic stroke after their walking had been stabilized, when walking at comfortable and fast speeds.

**Methods:** Nineteen subjects with stroke were assessed in walking at both comfortable and fast cadences. A 3-D motion analysis system, force platform, and related software were used to obtain kinematic and kinetic data of the paretic lower limb joints with four experimental conditions: With WS at comfortable and fast speeds and without WS at comfortable and fast speeds. Outcome variables included angular kinematics, power, and work of the paretic hip, knee and ankle joints in the saggital plane.

**Findings:** The WS conditions did not change the kinematic parameters. However, the use of WS lead to increases in speeds for both conditions, fast ( $p < 0.0001$ ) and comfortable ( $p = 0.001$ ) levels. Increases in power generation by the ankle plantar flexors, knee extensors, and hip flexors ( $8.69 < F < 19.30$ ;  $0.002 < p < 0.02$ ;  $0.81 < \text{power} < 0.99$ ) were associated with the WS conditions.

**Interpretation:** The findings indicated that the WS conditions resulted in increases in speed and power generation of the ankle plantar flexors, knee extensors, and hip flexors of the paretic lower limb with chronic stroke subjects. No changes in the kinematic profiles were observed.

**Keywords:** Cerebrovascular disease; Hemiparesis; Gait; Walking sticks; Kinematics; Kinetics.

---

Autores: Janaine C Polese, Luci F Teixeira-Salmela, Lucas R Nascimento, Christina DCM Faria, Renata N. Kirkwood, Gloria ECL Laurentino.

Periodico: *Clinical Biomechanics* ISSN: 0268-0033 (Ver ANEXO C)

Endereco eletronico: <http://www.clinbiomech.com/>

## 1 Introduction

Stroke is the primary cause of disability in South America (Saposnik and Del Brutto, 2003), mainly because of the resulting reduced mobility (Teixeira-Salmela et al., 1999). Gait deficits greatly contribute to functional disabilities after stroke, since gait ability is related to functional independence (Horvath, 2001). Therefore, many studies have examined both the kinetics and kinematics of gait after stroke (Horvath, 2001; Gard et al., 2004; Yavuzer et al., 2008) and found abnormal walking patterns (Hodt-Billington et al., 2008; Kim and Eng, 2004). For these reasons, one of the most important goals of rehabilitation programs is the improvement in gait performance of stroke subjects (Baer and Smith, 2001).

In an attempt to improve gait performance, assistive devices, such as walking sticks (WS), are sometimes prescribed to these individuals to facilitate the performance of daily living activities and improve safety (Laufer, 2002; Kuan, Tsou and Su, 1999). However, there is no consensus regarding whether and when to prescribe WS for this population, and the decision depends upon a great extent on the theoretical beliefs underlying each intervention (Laufer, 2004). Neurodevelopmental approaches have been employed for more than half a century with the goals of restoring normal movement patterns (Carr and Shepherd, 2006), but their effectiveness has not been established (Tyson, 1998; Tyson, 1999). Within this approach, the prescriptions of any assistive devices are considered detrimental (Bobath, 1990) and physiotherapists who work within this theoretical belief avoid prescribing these devices, fearing that they might lead to greater compensatory strategies or prevent the patients from learning which they denominate as “correct” gait patterns (Allet et al., 2009). However, with the approaches of new theoretical models, patterns traditionally considered abnormal have been postulated as adaptive strategies to carry out the activities, as best, as possible to progress within the available resources for the individual, coupled with the constraints and demands imposed by the contexts (Fonseca et al., 2004). Thus, the

---

question arises: Is the use of these devices beneficial or detrimental? A way of trying to answer this question would be to evaluate the biomechanical variables during gait.

Some studies reported benefits of WS included greater muscular activation, reduced joint loads, increased joint stability (Stowe, 2010; Joyce and Kirby, 1991;), and the maintenance of walking capacity for compensatory impairments (Laufer, 2004). Regarding walking speed, the results of previous studies are controversial. Some studies reported decreased walking speed associated with WS (Chen et al., 2000; Buurke et al., 2005), whereas others found no differences (Kuan, Tsou and Su, 1999; Tyson and Rogerson, 2009). Self-selected walking speed is a well-known indicator of overall gait performance (Schmid et al., 2007) and is commonly used to assess locomotor abilities (Salbach et al., 2001). However, gait speed alone does not contribute substantially to the understanding of the nature of gait deficiencies, nor to guiding intervention protocols.

By the same token, kinematic analyses yield little information regarding the mechanisms underlying normal and abnormal movement patterns. On the other hand, kinetic analyses provide a better understanding of “normal motor patterns” and result in new directions for diagnosing the causes of abnormal motor patterns observed in pathological gait profiles (Olney et al., 1991; Olney et al., 1994; Winter, 1991). However, studies on the kinetic parameters of gait with the WS are scarce.

To date, only two studies were found which analyzed some biomechanical parameters related to kinetic and kinematic analyses. Chen et al. (2000) examined the spatio-temporal and force parameters with acute and chronic subjects with stroke during cane-assisted walking and found that at slow speeds, they use the non-paretic limb for propulsion, and the cane plus the affected limb for braking. However, the participants were only able to walk with a cane and were very disabled (walking speed ranging from 0.04 to 0.36 m/s). Thus, their results could not confirm the beneficial or detrimental effects of these devices on gait, since the evaluation was only using

---

these devices, not allowing comparisons. Kuan et al. (1999) evaluated gait with and without WS with acute and chronic stroke survivors and found no differences in angular kinematics, but observed that the WS condition resulted in shorter stride length of the paretic limb and lower stance phases and cadences. However, most of their participants were in the acute phase (two months post-stroke) and walked at their preferred speed. Thus, the provision of WS during this stage could interfere with the achievement of independent ambulation.

The aim of this study was to investigate how the use of WS (canes or crutches) affected the kinematics and kinetics of gait of subjects with chronic stroke after their walking has been stabilized, when walking at their comfortable and fast speeds.

## **2 Methods**

### *2.1 Participants*

Nineteen chronic stroke survivors were recruited from the general community of the city of Belo Horizonte, Brazil, and were included according to the following criteria: were  $\geq 20$  years; had a time since the onset of a unilateral stroke greater than six months; were regular users of WS; were able to walk without WS for about 10 meters; had no cognitive deficits, determined by the Mini-mental state examination (Bertolucci, 1994); and had no other neurological or orthopedic disorders. All participants provided consent prior to their evaluation, based upon ethical approval from the University research review board.

### *2.2 Procedures*

Physical assessments and interviews were initially conducted with all participants for collection of anthropometric, demographic, and clinical data, such as the time since the onset of stroke, paretic lower limb, muscular tonus (modified Ashworth scale), motor recovery (Fugl-Meyer - lower limb scores), time of WS use, strength of knee extensor muscles, balance (Berg balance scale), and fast and comfortable free walking speeds, employing standardized procedures. These assessments were performed by the same physical therapist researcher.

---

### 2.3 Gait Assessment

A three-dimensional (3D) Qualisys Pro-Reflex-MCU 240 (Qualisys Medical AB, Gothenburg, Sweden) with eight cameras, one AMTI force plate (Advanced Mechanical Technology, Newton, MA), and related software were used to obtain kinematic and kinetic data. The accuracy for the Qualisys system was 1 mm and 3 mm (RMS mean values), respectively. In addition, three digital cameras (Sony DCR SR 85) were positioned perpendicular to the sagittal and frontal planes. A light was employed to synchronize the data and system calibrations were performed, following the manufacturers' recommendations.

Prior to data collection, passive reflexive markers were placed on the paretic limb on the following locations: Right and left iliac crests, right and left greater trochanter, lateral and medial femoral epicondyles, lateral and medial malleoli, heel, and heads of the 1st and 5th metatarsals. Clusters (3-4) of markers were also attached to the pelvis, thigh, and shank of the paretic leg.

After familiarization trials for each condition, participants walked with their own low-heeled shoes along a walkway over one embedded force platform of standardized dimensions under four random conditions: (i) with WS at a comfortable speed; (ii) with WS at a fast speed; (iii) without WS at a comfortable speed; and (iv) without WS at a fast speed. WS were defined by the use of crutches or canes. The command for the comfortable speed was "Walk with your normal speed on the walkway" and for the fast speed was "Walk safely with your maximal speed on the walkway". All commands were given by the same investigator. A successful trial was defined as one in which the subject appropriately contacted the force platform, i.e., the subject hit the force platform with the paretic foot. Three analyzable trials for each condition were saved and stored for analyses.

### 2.4. Data Processing

The coordinate data were recorded at 120 Hz and exported to the Visual-3D software (C-Motion Inc, Rockville, MD), to create a customized model of each participant with the anthropometric data. They were digitally filtered using a 4<sup>th</sup>-order Butterworth zero-lag filter, with a

---

cut-off frequency of 6 Hz (Chen et al., 2005). The Visual-3D calculated the relative angles from a rotation matrix using a cardan sequence, so that the local x, y and z axes corresponded respectively, to abduction-adduction, flexion-extension and longitudinal rotation for the hip and knee joints, eversion-inversion, dorsiflexion-plantarflexion, and transverse rotation for the ankle joint.

Ground reaction forces were also filtered with a 4<sup>th</sup>- order Butterworth zero-lag filter, with a cut-off frequency of 10 Hz. The ground reaction forces served to determine the gait cycles, which were normalized to 100%. An inverse dynamic approach (Winter, 1991) was performed with the Visual 3D (Beaman et al., 2010) and used to estimate the net moments at the ankle, knee and hip joints. All kinetic data were normalized by body mass.

Net joint powers (P) were calculated for each instant in time as the product of net moments across the joint (M) and the relative angular velocity between the adjacent limb segments ( $\omega$ ). When the product ( $M * \omega$ ) was positive, the muscles generated energy by contracting concentrically and when the product was negative, the muscles absorbed energy by contracting eccentrically. The power curves were identified at the hip, knee, and ankle and were analyzed on the basis of all conditions and all phases of power generation and absorption. The area under the positive phase of the power curve provided the mechanical work generated at the hip, knee, and ankle, whereas, the integral of the negative phase, provided the absorbed work (Winter, 1991). For all conditions, the power generated by the paretic hip and ankle joints and the one absorbed by the paretic knee were selected for analyses.

## *2.5 Data Analyses*

All statistical analyses were carried out using SPSS for Windows (version 15.0). Descriptive statistics, tests for normality (Shapiro-Wilk) and homogeneity of variance (Levene) were performed for all outcome variables. The differences (95% confidence intervals - CIs) between the WS and speed conditions were graphically presented. To test significance, 2X2 ANOVAs with repeated measures were employed to assess the main and interaction effects between the WS (with and

without) and speed conditions (fast and comfortable) with a significance level of  $\alpha < 0.05$ . Gait power profiles were described, but not statistically analyzed, to demonstrate changes associated with the conditions.

### 3 Results

Nineteen individuals with chronic stroke (13 men and six women) participated with a mean age of  $56.5 \pm 7.4$  years, a mean time since the onset of stroke of  $90.4 \pm 42$  months, and a mean time of WS use of  $75.4 \pm 41.5$  months. Due to technical problems, the kinetic data of seven participants were excluded.

All participants were regular users of WS (12 used canes and seven elbow crutches) and four used ankle-foot orthoses. Eighteen participants used the WS only outside, whereas, one used it in all environments. The participants were taking oral medications, primarily antihypertensive drugs. Their demographic and clinical data are summarized in Table 1.

#### *Effects of WS on temporal and kinematic measures*

Increases in speed were associated with the use of WS in both conditions, at fast ( $F=23.49$ ,  $p < 0.0001$ ) and comfortable speeds ( $F=16.09$ ,  $p=0.001$ ). No statistically significant differences were found for any of the maximum joint angular excursions ( $0.39 < F < 1.43$ ;  $0.24 < p < 0.54$ ).

#### *Effects of WS on kinetic measures*

The ANOVAs revealed significant main effects of the WS, indicating increases in power generation of the ankle plantar flexors ( $F=8.69$ ,  $p < 0.01$ , power=0.81), hip flexors ( $F=15.75$ ,  $p < 0.01$ , power=0.97), and knee extensors ( $F=19.30$ ,  $p < 0.01$ , power=0.99). No differences were observed for hip extension power generation ( $F=0.34$ ,  $p=0.56$ ) and the knee power absorption phases ( $0.08 < F < 0.05$ ,  $0.82 < p < 0.93$ ). In addition, no interaction effects were found ( $0.003 < F < 1.35$ ;  $0.26 < p < 0.96$ ) for all the investigated variables.

The work across the ankle, knee, and hip joints were calculated at both speeds and WS

---

conditions (Table 2). No statistically significant differences were observed for any of the work variables. However, consistent increases in the positive work at the hip, knee and ankle joints and in the negative work at the hip joint at comfortable speeds were observed with the WS conditions. At fast speeds, increases of the positive work at the hip and negative work at the ankle and hip joints were also observed within the WS conditions.

### *Effects of WS on gait profiles*

The joint-angle and power profiles are shown in superimposed graphs in Figures 1 and 2. The figures show the mean values for the paretic limb with both WS (with and without) and speed (fast and comfortable) conditions. In general, the profiles were similar in shape for conditions, but the amplitudes were greater with the WS conditions for most of the parameters.

### *Joint-angle profiles*

The joint-angle profiles were very similar in shape for all conditions (Figure 1). At the ankle, increases in plantar flexion at the push-off phase were observed for all conditions. In addition, there were also observed increases in knee extension during the stance phases and hip extensions at the terminal stance phase for all conditions of speed and WS.

### *Joint-power profiles*

The hip, knee, and ankle power profiles demonstrated large variability at both speed conditions. As shown in Figure 2, typical shape patterns for all joints were observed with and without WS, but lower values than typical of power bursts were observed for all joints in all conditions. However, increased power bursts were found with the WS conditions at both speeds.

## **4 Discussion**

This is the first study which investigated the influences of WS on gait kinematics and kinetics with chronic stroke subjects after their walking has been stabilized, when walking at both

---

comfortable and fast speeds. Although paradigms regarding the prescriptions of WS still exist, the results of the present study demonstrated that use of these devices resulted in increases in speed, associated with increased power generation by the ankle plantar flexors, knee extensors, and hip flexors

#### *Effects of WS on gait speed*

The mean comfortable speeds demonstrated by the subjects of this study (0.84 m/s without WS and 0.91 m/s with WS) were in agreement with previous studies (Von Schroeder et al., 1995; Nadeau et al., 1999; Kim and Eng, 2003), which evaluated the gait speed of chronic stroke without the use of WS and found average values of 0.81 m/s, 0.76 m/s and 0.73 m/s, respectively. The use of WS was able to provide 9.5% and 11.3% increases in comfortable and fast speeds, respectively, even though, the individuals in this study already possessed a *priori* satisfactory gait speed for community ambulation (>0.80m/s) (Schmid et al., 2007)..

Walking speed has been recognized as the best indicator of function (Studenski et al., 2003), and its increases were shown to be related to improvements in quality of life (Schmid et al., 2007). Previous studies, however, found decreases in gait speed associated with canes in stroke patients (Chen et al., 2000; Buurke et al., 2005). On the other hand, other studies reported no statistically significant differences in gait speed with and without the use of WS (Tyson 1996; Kuan, Tsou and Su, 1999; Tyson and Rogerson, 2009). However, these studies did not report whether the assessed speeds were self-selected. Moreover, most of the subjects were in the acute and sub-acute phases, when their gait patterns were not yet established. The subjects of the present study, even having the ability to walk without WS, chose to continue using these devices in everyday life, probably due to the increased safety provided by the WS. Thus, while Tyson and Rogerson (2009) did not observe differences in speed with and without WS, their participants reported greater confidence and security when walking with WS.

#### *Effects of WS on kinematics*

---

The shapes of the kinematic profiles were similar to those of healthy subjects, but with lower amplitudes and temporal changes (Winter, 1991). There were observed large between-subjects variability in joint angle excursions, possibly due to various compensatory strategies employed during walking. The use of WS did not result in significant differences in the angular excursions of the ankle, knee and hip joints, demonstrating similar values between the conditions, contrary to the findings of Kuan, Tsou and Su (1999), who observed kinematic profiles close to normal with the use of WS. They reported increases in hip extension during the terminal stance and in knee flexion during the swing phases. These differences may be explained by the fact that their sample was composed mostly of individuals in the acute phase and the use of a cane at this stage could have provided an extra support, resulting in improvements in some kinematic parameters (Kuan, Tsou and Su, 1999).

The individuals in the present study showed paretic knee hyperextension patterns during the stance phase all of the investigated conditions, confirming previous findings (Olney, 1996), as an adaptation to provide stability during weight-bearing, which could have negatively influenced the push-off phase (Olney, 1996). In addition, the individuals demonstrated higher degrees of hip extension, compared to previously reported findings of studies which analyzed stroke gait during low, medium and high speeds (Olney et al., 1991; Olney, 1996; Jonkers et al., 2009). Greater degrees of hip extension during terminal stance are considered to be functionally important, since these movements are associated with progression of the trunk during gait and provide mechanical advantages of power generation by the hip flexors during the pull-off of the lower limb, leading increases in speed (Teixeira-Salmela et al., 2001), thus, confirming the findings of Olney et al. (1994), who found high correlations between the degrees of maximum hip extension and gait speed with, stroke subjects.

*Effects of WS on the kinetic parameters (power and work)*

---

Although the kinetic parameters of gait with stroke subjects have already been well documented (Olney et al. 1991; Olney et al., 1994; Olney 1996; Teixeira-Salmela et al., 2001; Parvataneni, Olney and Brouwer, 2007), no studies which have evaluated these parameters using WS were found. In this study, the shapes of the power profiles in all of the evaluated conditions of all of the joints of the paretic lower limb were similar to those previously reported, but with decreased power bursts, when compared to those of healthy subjects, indicating deficits in power generation and absorption (Olney et al., 1991; Winter, 1991). The average peak power values of the hip, knee, and ankle joints of the paretic lower limb, in this study, were lower than those previously reported for chronic stroke subjects (Olney et al., 1991; Teixeira-Salmela et al., 2001; Parvataneni, Olney and Brouwer, 2007).

At a normal gait, at approximately 40% of the cycle, there is a fast ankle plantar flexion push-off, which is the most important phase of energy generation, resulting in about 80-85% of the total power generated during the gait cycle (Winter, 1991). In the present study, the WS resulted in increases in power generation of the ankle plantar flexors during push-off, regardless of the evaluated speed. Moreover, there were observed increases in power generation of the hip flexors during pull-off. These findings corroborated those reported by Olney et al. (1994), who found through regression analyses that the best predictors of gait speed were the power sources of the ankle plantar flexors and hip flexors, and confirmed several reported findings (Winter, 1991; Olney et al., 1991; Teixeira-Salmela et al., 2001). Probably, this increased power generation has resulted in improved gait performance and increased acceleration capability for these individuals.

When the differences between comfortable and fast speeds were considered, the WS resulted in increases of 50% in ankle plantar flexion and in 21% in hip flexor power. However, without the WS, there were observed greater increases in power generation, but showed different behaviors with increases in the hip flexor power of 131%, compared to 70% increases in the plantar flexion power. This indicated that individuals employed different strategies to increase speeds with and without WS, thus, supporting previous findings of intra-limb compensations (Olney

---

et al., 1991). Jonkers, Delp and Pattern (2009) found that, similar to healthy subjects, highly functioning stroke subjects increased both their ankle plantar flexion and hip flexor powers to increase speed. However, the low functioning subjects demonstrated limited increases of their ankle plantar flexion power, excessive increases in hip flexor power, a strategy, which was observed in this study without the use of WS.

It has been reported that after stroke, individuals tend to make poor use of their hip extensor muscles (Parvataneni, Olney and Brouwer, 2007), as was observed in this study, where the power of the paretic hip extensors showed lower values (Olney et al., 1991), and was not influenced by the use of WS. The knee extensor muscles are responsible for about 10-15% of energy generation during the gait cycle (Winter, 1991) and increases in the power of these extensors were also observed with the WS condition during the stance phase. This is an important finding, since the increased generation during this phase of concentric contractions could lead to effective weight support and forward advancement of the paretic lower limb, resulting in increases in speed with the WS condition.

The increased power generation is recognized as responsible for improving the performance of stroke gait (Teixeira-Salmela et al., 2001), which was observed in this study, where the positive work of the ankle, knee, and hip joints showed tended to increase with the WS, mainly at the comfortable speed. In agreement with previous studies (Olney et al., 1991; Teixeira-Salmela et al., 2001), low work values were observed, when compared to those of healthy subjects.

In this study, the power of both the hip extensors (H1) and flexors (H3) contributed to the positive work for both evaluated speeds, especially H1 during the initial contact, which is in agreement with the findings of Teixeira-Salmela et al. (2001), who found that the most significant actions of the hip in chronic stroke subjects after a combined program of muscle strengthening and physical conditioning, were performed by the hip extensors. On the other hand, Olney et al. (1991) found that the most important hip power generation of the paretic lower limb was produced by the

---

hip flexors during the pull-off phase. Parvataneni, Olney and Brouwer (2007) observed through regression analyses that together, the work of the hip extensors during the initial contact and the ankle plantar flexors during push-off, were responsible for 74% of the variance in speed in chronic stroke subjects, after a muscular strengthening program, which supported the importance of these muscular groups for increasing speeds.

Regarding the inter-limb contributions during gait with WS of stroke subjects, Chen et al. (2000) observed that while the highest peaks of propulsion were performed with the non-paretic limb, the peak braking forces were applied on the cane plus the paretic limb, which demonstrated that the paretic and non-paretic lower limbs have different functions. It is reported that during the gait of stroke subjects, there is a clear coordination of the muscular actions within and between the limbs (Olney et al., 1991; Olney, 1996), which allows the use of different compensatory strategies to achieve better gait performance. Although, the present study only evaluated the paretic lower limb, intra-limb compensations were observed and the individuals used different mechanisms of power generation and absorptions between the speed and WS conditions. It is reported that about 40% of the positive work generated during gait after stroke, which has been shown to correlate with walking speed, is performed by the paretic lower limb, regardless of the individuals' functional levels (Olney et al., 1991).

The importance of assessing both speeds (comfortable and fast), as highlighted by Beaman et al. (2010), permits the full identification of deficiencies and adjustments of stroke subjects, which occurred in the present study. However, despite a database of 360 stroke subjects were consulted, only 19 were regular users of WS and fulfilled the inclusion criteria. Although the sample size could be considered small, mainly for the kinetic data, it was relatively proportional to the prescription, taking into account the number prescriptions of WS for this population. In addition, higher power values were observed. Moreover, the evaluation of only the paretic lower limb limited the considerations regarding other strategies used during gait, which may have been undertaken by non-paretic lower limb. However, limitations of the laboratory settings did not allow bilateral

evaluations. The high-functioning chronic stroke subjects of the present study were adapted to the use of WS, limiting the present results to population with different characteristics and functional levels.

## **5 Conclusions**

The present findings indicated that the WS condition resulted in increases in speed and power generation of the ankle plantar flexors, knee extensors, and hip flexors of the paretic lower limb with chronic stroke subjects at both comfortable and fast speeds. No changes in the kinematic profiles were observed.

## **Acknowledgements**

The authors are thankful to Dr. Louise Ada for the development of the study's research questions and Dr. John Henry Salmela for copy-editing the manuscript

---

## References

- Allet, L., Leemann, B., Guyen, E., Murphy, L., Monnin, D., Herrmann, F.R., Schnider, A., 2009. Effect of different walking aids on walking capacity of patients with poststroke hemiparesis. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 90, 1408-1413.
- Baer, G., Smith, M., 2001. The recovery of walking ability and subclassification of stroke. *Physiother. Res. Int.* 6, 135-144.
- Beaman, C.B., Peterson, C.L., Neptune, R.R., Kautz, S.A., 2010. Differences in self-selected and fastest-comfortable walking in post-stroke hemiparetic persons. *Gait Posture* 31, 311-316.
- Bertolucci, P.H., Brucki, S.M.D, Campacci, S.R., Juliano, Y., 1994. O mini-exame do estado mental em uma população geral: impacto da escolaridade. *Arquivos de Neuropsiquiatria* 52, 1-7.
- Bobath, B., 1990. *Adult hemiplegia: evaluation and treatment.*, 3 ed. Oxford, Heinemann.
- Buurke, J.H., Hermens, H.J., Erren-Wolters, C.V., Nene, A.V., 2005. The effect of walking aids on muscle activation patterns during walking in stroke patients. *Gait Posture* 22, 164-170.
- Carr, J.H., Shepherd, R.B., 2006. The changing face of neurological rehabilitation. *Rev. Bras. Fisioter.* 10, 147-156.
- Chen, C.L., Chen, H.C., Wong, M.K., Tang, F.T., Chen, R.S., 2000. Temporal stride and force analysis of cane-assisted gait in people with hemiplegic stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 82, 43-48.
- Chen, G., Patten, C., Kothari, D.H., Zajac, F.E., 2005. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait Posture* 22, 51-56.
- Fonseca, S.T., Holt, K.G., Fethers, L., Saltzman, E., 2004. Dynamic resources used in ambulation by children with spastic hemiplegic cerebral palsy: relationship to kinematics, energetics, and asymmetries. *Phys. Ther.* 84, 344-354.
- Gard, S.A., Miff, S.C., Kuo, A.D., 2004. Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking. *Hum.Mov Sci.* 22, 597-610.
- Hodt-Billington, C., Helbostad, J.L., Moe-Nilssen, R., 2008. Should trunk movement or footfall parameters quantify gait asymmetry in chronic stroke patients? *Gait Posture* 27, 552-558.
- Horvath M., Tihanyi, T., Tihanyi, J., 2001. Kinematic and kinetic analyses of gait patterns in hemiplegic patients.. *Facta Universitatis* 1, 25-35.

---

Jonkers, I., Delp, S., Patten, C., 2009. Capacity to increase walking speed is limited by impaired hip and ankle power generation in lower functioning persons post-stroke. *Gait Posture* 29, 129-137.

Joyce, B.M., Kirby, R.L., 1991. Canes, crutches and walkers. *Am. Fam. Physician.* 43, 535-542.

Kim, C.M., Eng, J.J., 2003. Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke. *Gait Posture* 18, 23-28.

Kim, C.M., Eng, J.J., 2004. Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. *Gait Posture* 20, 140-146.

Kuan, T.S., Tsou, J.Y. Su, F.C., 1999. Hemiplegic gait of stroke patients: the effect of using a cane. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 80, 777-784.

Laufer, Y., 2002. Effects of one-point and four-point canes on balance and weight distribution in patients with hemiparesis. *Clin.Rehabil.*, 16, 141-148.

Laufer, Y., 2004. The use of walking aids in the rehabilitation of stroke. *Rev. Clin. Gerontol.* 14, 137-144.

Nadeau, S., Arsenault, A.B., Gravel, D., Bourbonnais, D., 1999. Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 78, 123-130.

Olney, S. J, Richards, C. , 1996. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait & Posture* 4, 136-148.

Olney, S.J., Griffin, M.P., McBride, I.D., 1994. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Phys. Ther.* 74, 872-885.

Olney, S.J., Griffin, M.P., Monga, T.N., McBride, I.D., 1991. Work and power in gait of stroke patients. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 72, 309-314.

Parvataneni, K., Olney, S.J., Brouwer, B., 2007. Changes in muscle group work associated with changes in gait speed of persons with stroke. *Clin. Biomech.* 22, 813-820.

Salbach, N.M., Mayo, N.E., Higgins, J., Ahmed, S., Finch, L.E., Richards, C.L., 2001. Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 82, 1204-1212.

Saposnik, G. , Del Brutto, O.H., 2003. Stroke in South America: a systematic review of incidence, prevalence, and stroke subtypes. *Stroke* 34, 2103-2107.

Schmid, A., Duncan, P.W., Studenski, S., Lai, S.M., Richards, L., Perera, S., Wu, S.S., 2007. Improvements in speed-based gait classifications are meaningful. *Stroke* 38, 2096-2100.

Stowe, S., 2010. Gerotechnology series: 2. Walking aids. *European Geriatric Medicine* 1, 122-127.

---

Studenski, S., Perera, S., Wallace, D., Chandler, J.M., Duncan, P.W., Rooney, E., et al., 2003. Physical performance measures in the clinical setting. *J. Am. Geriatr. Soc.* 51, 314-322.

Teixeira-Salmela, L.F., Nadeau, S., McBride, I., Olney, S.J., 2001. Effects of muscle strengthening and physical conditioning training on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors. *J. Rehabil. Med.* 33, 53-60.

Teixeira-Salmela, L.F., Olney, S.J., Nadeau, S., Brouwer, B., 1999. Muscle strengthening and physical conditioning to reduce impairment and disability in chronic stroke survivors. *Arch. Phys Med Rehabil.* 80, 1211-1218.

Tyson, S. F., 1996. Loading of walking aids during hemiplegic gait. *Physiotherapy* 82, 637-638.

Tyson, S.F., 1998. The support taken through walking aids during hemiplegic gait. *Clin. Rehabil.* 12, 395-401.

Tyson, S.F., 1999. Trunk kinematics in hemiplegic gait and the effect of walking aids. *Clin. Rehabil.* 13, 295-300.

Tyson, S.F., Rogerson, L., 2009. Assistive walking devices in nonambulant patients undergoing rehabilitation after stroke: the effects on functional mobility, walking impairments, and patients' opinion. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 90, 475-479.

Von Schroeder, H.P., Coutts, R.D., Lyden, P.D., Billings E Jr, Nickel, V.L., 1995. Gait parameters following stroke: a practical assessment. *J. Rehabil. Res. Dev.*, 32, 25-31.

Winter, D.A., 1991. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal Elderly and Pathological* Waterloo, University of Waterloo Press.

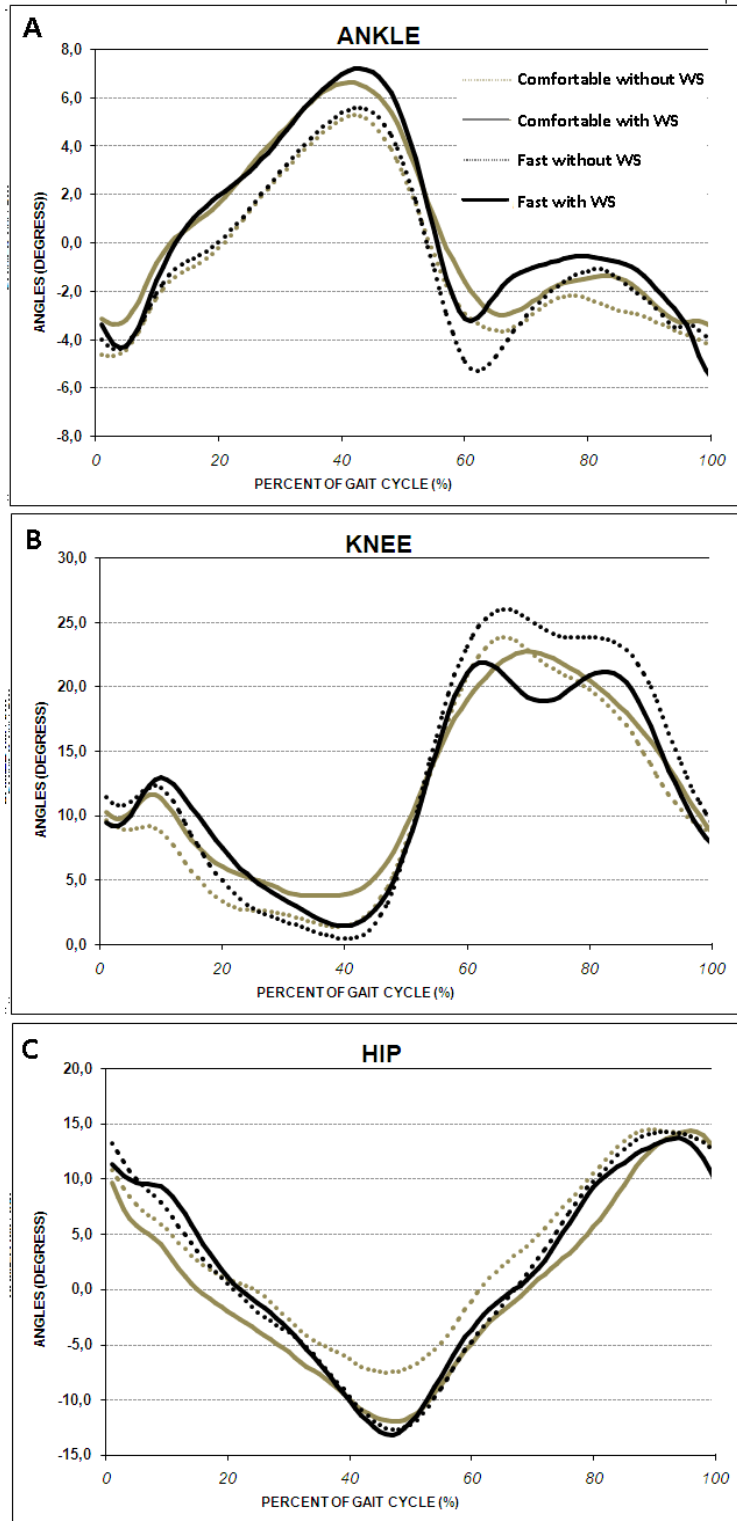
Yavuzer, G., Oken, O., Elhan, A., Stam, H.J., 2008. Repeatability of lower limb three-dimensional kinematics in patients with stroke. *Gait Posture* 27, 31-35.

Table 1: Participants' characteristics (n=19)

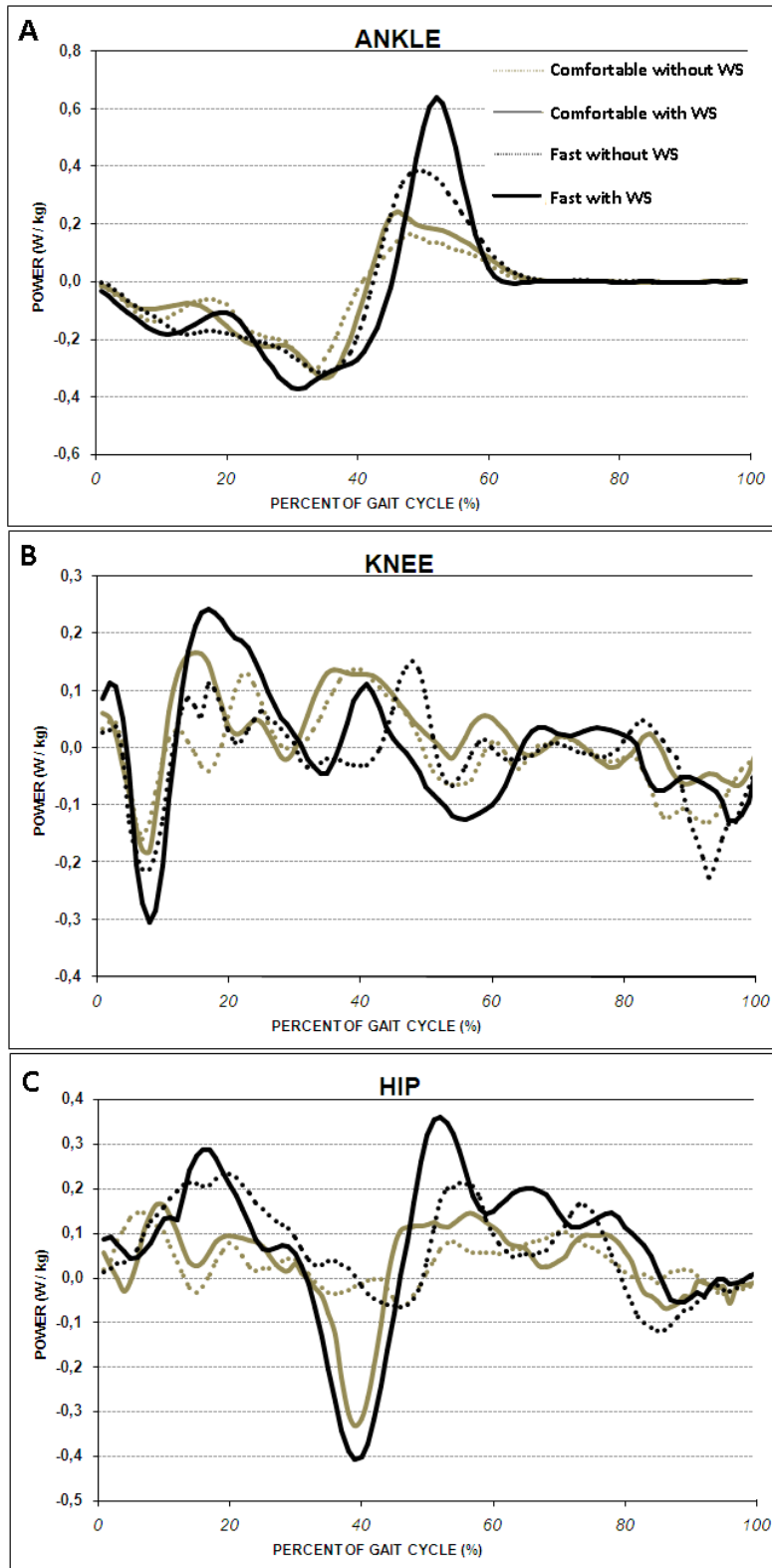
Variable	Result
Age ( <i>yr</i> ), mean (SD)	56.5 (7.4)
Gender, number male (%)	13 (68)
Side of hemiparesia, number right side (%)	8 (42)
Time since the onset of the stroke ( <i>months</i> ), mean (SD)	90.4 (42)
Walking stick (cane/crutch) - n cane (%)	12 (63)
Time of walking stick use ( <i>months</i> ), mean (SD)	75.4 (41.5)
Strength of knee extensor ( <i>kg</i> ), mean (SD)	
Paretic limb	16 (9.6)
Non-paretic limb	22 (12)
Residual deficit, mean (SD)	22.7 (20.7)
Free 10-meter walking speed (m/s) and walking stick conditions, mean (SD)	
Comfortable with WS	0.92 (0.33)
Comfortable without WS	0.84 (0.33)
Fast with WS	1.08 (0.42)
Fast without WS	0.97 (0.38)
Spasticity - Ashworth Scale (1-4) (%)	
1	26
1+	37
2	21
3	5
4	11
Balance - BBS (0-56), mean (range)	48.4 (39-56)
Recovery - FMS lower limbs (0-34), mean (range)	23 (15-31)

WS= Walking stick, BBS= Berg Balance Scale, FMS= Fugl Meyer Scale

Residual Deficit=  $100 - (\text{paretic/non-paretic} * 100)$



**Figure 1.** Joint angle profiles (°) (A) of the ankle, (B) knee and (C) hip joints of paretic limb across conditions. Positive values indicate hip flexion, knee flexion and ankle dorsiflexion.



**Figure 2.** Power profiles (W/kg) (A) of the ankle, (B) knee and (C) hip joints of paretic limb across conditions.

Table 2: Mean (SD) of all outcome variables for the paretic limb with and without walking stick at fast and comfortable speeds and mean differences (95% confidence intervals) between walking stick condition. Kinematic data (n=19) and kinetic data (n=12).

Outcome	Conditions						Principal effects <i>F</i> , <i>P</i> value
	with walking stick		w/o walking stick				
	fast	comfortable	fast	comfortable	comfortable		
Angle (°)							
Max plantarflexion	-7.08±9.08	-6.6±9.05	-5.20±6.83	-6.20±9.40			3.50; 0.07
Max knee flexion	30.42±12.86	28.10±11.17	28.65±11.04	27.77±11.52			0.48; 0.49
Max hip extension	-12.26±10.26	-11.24±9.92	-11.78±11.13	-9.63±10.68			1.26; 0.27
Power (W/kg)							
Max ankle plantarflexion	0.84±0.71	0.56±0.41	0.68±0.61	0.40±0.31			8.69; <0.01
Max knee extension	0.46±0.20	0.47±0.20	0.39±0.24	0.36±0.19			19.30; <0.01
Max hip extension (H1)	0.67±0.76	0.36±0.45	0.58±0.62	0.35±0.45			0.34; 0.56
Max hip flexion (H3)	0.60±0.46	0.33±0.24	0.44±0.34	0.19±0.13			15.75; <0.01
Work (J/kg)							
Positive ankle	0.20±0.08	0.17±0.09	0.20±0.15	0.13±0.07			
Negative ankle	0.25±0.15	0.22±0.12	0.24±0.16	0.22±0.14			
Positive knee	0.26±0.13	0.26±0.14	0.28±0.11	0.25±0.17			
Negative knee	0.33±0.24	0.21±0.10	0.39±0.32	0.28±0.20			
Positive hip	0.39±0.27	0.33±0.21	0.34±0.22	0.26±0.21			
Negative hip	0.25±0.21	0.29±0.26	0.23±0.19	0.18±0.09			

---

## Capítulo 6 – CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo investigou a influência do uso de DA (bengalas e muletas canadenses) nas variáveis biomecânicas da marcha de hemiparéticos crônicos, bem como a opinião dos indivíduos acerca do uso dos mesmos. Pôde-se observar que o uso de DA não acarretou impacto negativo em nenhuma variável biomecânica da marcha dos mesmos, além de os indivíduos possuírem uma visão positiva sobre o uso de DA na marcha.

A marcha com o uso de DA apresentou maiores valores de potência durante a flexão plantar (A2), flexão de quadril (H3) e extensão de joelho (K2). Além disso, o uso de bengalas e muletas canadenses aumentou a velocidade da marcha de hemiparéticos crônicos e não alterou as variáveis cinemáticas no plano sagital de tornozelo, joelho e quadril.

Em relação à percepção dos indivíduos e relação ao uso de DA, de uma forma geral, pode-se apontar que os mesmos apresentaram uma percepção positiva, relatando maior habilidade para descarregar o peso e movimentar o membro parético, além de maior confiança e segurança durante a deambulação. Adicionalmente, nenhum indivíduo relatou sentir piora do jeito de caminhar com o uso do dispositivo.

Os achados deste estudo trazem interessantes perspectivas para a reabilitação de indivíduos hemiparéticos. Contrariamente aos pressupostos de algumas abordagens contrárias à prescrição de DA para hemiparéticos, embasado na prerrogativa de que os mesmos poderiam influenciar negativamente na aquisição da marcha independente, os resultados encontrados neste estudo demonstraram a maior geração de potência com o uso dos dispositivos, além do aumento da velocidade da marcha, o que proporcionaria um melhor desempenho na realização de atividades de vida diária, principalmente naquelas situações onde a aceleração é necessária.

Dentro da perspectiva da prática baseada em evidências, juntamente com o raciocínio clínico e melhor evidência científica, a opinião do cliente deve ser utilizada na tomada de decisão clínica. Desta forma, os resultados deste estudo apontaram que hemiparéticos crônicos não

---

apresentam como prioridade, um “padrão estético normal” de marcha, e sim possuir esta função, o que poderia ser incrementado com o uso de DA.

Assim, o uso de DA pode ser considerado um facilitador do desempenho da marcha, considerando a amostra deste estudo, composta por indivíduos que necessitavam do DA principalmente em vias públicas. Ressalta-se que a prescrição de bengalas e muletas canadenses deve ser considerada, levando em conta os aspectos individuais do paciente, além da sua opinião acerca do uso dos mesmos.

## ANEXO A



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

Parecer nº. ETIC 0538.0.203.000-09

Interessado(a): **Profa. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela**  
Departamento de Fisioterapia  
EEFFTO - UFMG

**DECISÃO**

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 02 de dezembro de 2009, o projeto de pesquisa intitulado **"Influência do uso de dispositivos auxiliares em variáveis cinéticas, cinemáticas e espaço-temporais da marcha de hemiparéticos crônicos"** bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'M. T. Marques Amaral', is written over a horizontal line.

**Profa. Maria Teresa Marques Amaral**  
Coordenadora do COEP-UFMG

**ANEXO B**

**Artigo submetido à *Revista Panamericana de Salud Publica***



**PERCEÇÃO DE HEMIPLÉGICOS CRÔNICOS SOBRE O USO DE DISPOSITIVOS AUXILIARES NA MARCHA.**

Journal:	<i>Revista Panamericana de Salud Pública/Pan American Journal of Public Health</i>
Manuscript ID:	Draft
Manuscript Type:	Original Research
DeCS Keywords At the bottom of this page, you will be required to confirm that the words you provide here conform to the DeCS standards outlined at DeCS ( <a href="http://decs.bvs.br">http://decs.bvs.br</a> ):	Acidente Cerebral Vascular, Marcha, Dispositivos Auxiliares, Satisfação do Paciente
Language:	Portuguese
Subject List:	Health promotion and protection/Promoción y protección de la salud, Rehabilitation/Rehabilitación

SCHOLARONE™  
Manuscripts

## ANEXO C

### Normas para submissao de manuscrito na *Clinical Biomechanics*

#### Aims

*Clinical Biomechanics* aims to strengthen the link between clinic and laboratory by publishing biomechanics research which helps to explain the causes of musculoskeletal disorders and provides knowledge contributing to improved management.

#### Scope

*Clinical Biomechanics* explores all facets of musculoskeletal biomechanics with an emphasis on clinical management. The role of basic and medical science is recognized in a clinical context. The readership of the journal closely reflects its contents, being a balance of scientists, engineers and clinicians.

#### Authorship

All authors should have made substantial contributions to all of the following: (1) the conception and design of the study, or acquisition of data, or analysis and interpretation of data, (2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content, (3) final approval of the version to be submitted.

#### Instructions for Authors

Contributions falling into the following categories will be considered for publication and are accepted on the understanding that they have not been published previously, not are under consideration for publication in any other journal.

*Papers* - scientific reports within the scope of the journal. The length should not normally exceed 4000 words with around six figures/tables (large data tables and multi-part figures are generally best placed in Supplementary Data - see below). Reports focused on validity/reliability of methods in the absence of an experimental application are not acceptable. Reports on model development should address a specific question of clinical interest or report a novelty not yet understood. Reports of implant tests should involve a clinical application, not solely a laboratory test.

Submissions are screened by an editorial panel; if considered suitable for the journal, two or more peer reviewers will be allocated. Only a proportion of scientifically acceptable papers can be accepted for publication, so authors should be aware that submissions requiring extensive revisions are unlikely to be offered the opportunity to revise and resubmit. In cases where the original reviewers disagree, the editor may opt to obtain further opinion. Appeals can only be considered where the authors can identify an irregularity in the review process: it is not acceptable simply to state that the reviewers' concerns can be addressed.

Authors are invited to submit to the journal online <http://ees.elsevier.com/clbi/>. You will be guided through the creation and uploading of the various files. Once the uploading is done, the system automatically generates an electronic (PDF) proof, which is then used for reviewing. All correspondence, including notification of the Editor's decision and requests for revisions, will be by email.

Enquiries about the suitability of potential articles should be sent to the Editor: Prof Kim Burton, *Clinical Biomechanics*, 30 Queen Street, Huddersfield HD1 2SP, UK Tel: +44(0)1484 535200; fax: +44(0)1484 435744; e-mail: [kim@spineresearch.org.uk](mailto:kim@spineresearch.org.uk)

When submitting a paper you are expecting a number of colleagues to review your work. As a matter of courtesy you should ensure your manuscript is neatly presented as well as complying with the journal's requirements. Submissions will be returned immediately without review if they do not follow **all** these guidance notes.

- English language; double spaced; single sided; page-numbered and line-numbered.
- A title page including name(s) of author(s), qualifications, institute and correspondence addresses should be provided. Also provide a word count for the abstract and the main text (excluding reference list), and give the number of Tables and Figures.

• When compiling the author list for a manuscript, please list only those members of the team Who have made a significant contribution to the work. To assist the Editor in accepting a list of more than five authors, a statement detailing the part played by each author must be included in the cover letter.

The difficulties facing authors whose native language is not English is appreciated. Nevertheless, it is the authors' responsibility to ensure correct use of English (through a scientific translator or similar). It is also the responsibility of the author to check the manuscript carefully for errors prior to submission.

The Journal has a list of topics used to classify papers. During the online submission process, authors must select as many as are relevant to their paper. These classifications are included in issue 1 of each volume, and as a PDF file on the Journal's homepage: [http://www.elsevier.com/wps/find/journaldescription.cws\\_home/30397/description#description](http://www.elsevier.com/wps/find/journaldescription.cws_home/30397/description#description)

• An accompanying cover letter should include:

(a) information on any duplicate publication elsewhere of any part of the work;

(b) a statement of any commercial relationships which may lead to a conflict of interests;

(c) a statement that the typescript has been read and agreed by all authors;

(d) name, address and e-mail of the corresponding author.

(e) a reference to any closely related paper you have previously published in Clinical Biomechanics.

• The Abstract should start on a new page, and must be in structured format. The following section headings (in *italics*) should each start a new line: *Background, Methods, Findings, Interpretation*.

Please give an idea of the effect size of the results of hypothesis tests rather than simply quoting the statistical significance. The interpretation paragraph should explain how the findings add to understanding of the topic and outline the clinical implications. Only universally accepted and understood abbreviations are allowed in the Abstract (e.g. CT, MR), but no specialties or authordefined abbreviations (e.g. OA, osteoarthritis; TKR, total knee replacement etc). References are not permitted. The abstract should not exceed 250 words in total. Keywords should be added for indexing.

• The main text should be divided into appropriate headings, e.g. Introduction, Methods, Results, Discussion, Conclusions. Subheadings may also be used, and review papers may use other formats.

The technical basis of new experiments should be fully detailed; previously used methods should also be described briefly, together with reference to previous publications. Statistical methods should be detailed where appropriate. Footnotes are not permitted.

• Ensure all acronyms/abbreviations are defined at first use. The use of many abbreviations in the text makes reading difficult and tiring: keep to a minimum. For products ensure the source details are complete (company, city, country) [All US addresses must include USA].

• Authors must suggest two or more referees although the choice is left to the Editors. Please supply the address and e-mail address. Papers will be reviewed by at least two referees and their comments will be made known to the corresponding author.

• In a separate file labelled "Conflict of Interest Statement" all authors must disclose any financial and personal relationships with other people or organisations that could inappropriately influence (bias) their work. Examples of potential conflicts of interest include employment, consultancies, stock ownership, honoraria, paid expert testimony, patent applications/registrations, and grants or other funding.

• All sources of funding should be declared as an acknowledgement at the end of the text. Authors should declare the role of the study sponsors, if any, in the study design, in the collection, analysis and interpretation of data: in the writing of the manuscript; and in the decision to submit the manuscript for publication. If the study sponsors had no such involvement, the authors should so state.

**References:** Must follow the **Harvard** style and should be listed alphabetically at the end of the text.

Please consult an issue of the journal for the details of how references should be formatted.

*Text:* All citations in the text should be referenced:

1. Single author - the author's name (without initials unless there is ambiguity) and the year of publication;
2. Two authors - both authors' names and the year of publication;
3. Three or more authors - first author's name followed by 'et al.' and the year of publication.

*In-text citation styles:* Citations may be made directly (or parenthically). Groups of references should be listed first alphabetically, then chronologically. Multiple citations to a single point are generally not required and can impact on readability: if unavoidable, they must come at the end of a sentence.

References should be restricted to those that are retrievable through normal library sources.

References to conference proceedings, internal reports and theses are only appropriate when they have been published and readily can be retrieved. Otherwise the reference should be in-text as (Author name, year, personal communication). Around 30 references is typical for original papers, though review papers will be more extensively referenced.

### **Tables**

These must be provided as a separate file. Each table should begin on a separate page and should be numbered as Table 1, Table 2 etc., each with its fully explanatory title above the table with footnotes (IF any) beneath. Vertical rules and shading should be avoided.

### **Figures**

The final reproduction will be either single or double column; single column is preferred: please scale your originals accordingly. Ensure legibility of all components, and avoid excessive "white space". All figures to be referred to as Figure 1, Figure 2 etc. Legends to figures to be listed together on a separate page.

Figures and Tables must be constructed and labelled in such a way that they may be understood without reference to the text.

### **Scientific measurements**

Avoid the +/- symbol both in tables and text - use for example "mean xx (SD yy)". Ensure statistical abbreviations are in correct case and style (e.g., capital italic for *P*). Use *n* for number. SI units must be used. Conventions for abbreviations can be found in *Units, Symbols and Abbreviations* (available from the Royal Society of Medicine, [www.rsmpress.co.uk](http://www.rsmpress.co.uk)). Confidence intervals are preferred over just *P* values; their use is described in *Statistics with Confidence* (BMJ Books, 2000).

### **Ethics**

Work on human beings that is submitted to *Clinical Biomechanics* should comply with the principles laid down in the Declaration of Helsinki; Recommendations guiding physicians in biomedical research involving human subjects. Adopted by the 18th World Medical Assembly, Helsinki, Finland, June 1964, amended by the 29th World Medical Assembly, Tokyo, Japan, October 1975, the 35th World Medical Assembly, Venice, Italy, October 1983, and the 41st World Medical Assembly, Hong Kong, September 1989. For all studies involving human or animal participants. The manuscript should contain a statement that the work has been approved by the appropriate ethical committees related to the institution(s) in which it was performed and that subjects gave informed consent to the work. Studies involving experiments with animals must state that their care was in accordance with institution guidelines. Patients' and volunteers' names, initials, and hospital numbers should not be used.

---

## APÊNDICE A

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Nº \_\_\_\_\_

**Investigadoras:** Prof<sup>a</sup> Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela, Ph.D.

Janaine Cunha Polese, Mestranda do Programa de Ciências da Reabilitação

### TÍTULO DO PROJETO

**INFLUÊNCIA DO USO DE DISPOSITIVOS AUXILIARES NAS VARIÁVEIS CINÉTICAS, CINEMÁTICAS E ESPAÇO-TEMPORAIS DA MARCHA DE HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS.**

### INFORMAÇÕES

Você está sendo convidado a participar de uma pesquisa a ser desenvolvida no Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.

Este projeto de pesquisa tem como objetivo avaliar se o uso de dispositivos auxiliares melhora a capacidade de andar de indivíduos que sofreram derrame.

Para realizá-lo você será convidado a responder alguns questionários e realizar uma avaliação da sua marcha.

### DESCRIÇÃO DOS TESTES A SEREM REALIZADOS

#### Avaliação

Inicialmente, serão coletadas informações específicas para a sua identificação, além de alguns parâmetros clínicos e físicos. A sua capacidade funcional será avaliada a partir do seu desempenho em testes muito utilizados na prática clínica e em estudos científicos. Todos esses testes são constituídos de tarefas que você realiza corriqueiramente no seu dia a dia.

#### Avaliação da marcha

Para realizar este teste, você será solicitado a caminhar num corredor em velocidades habitual e máxima, selecionadas por você, considerando a sua segurança e o seu conforto.

Para análise da marcha serão utilizados os seguintes procedimentos:

- Utilização do sistema de análise de movimento para avaliar o seu desempenho nos testes. Este sistema é constituído por câmeras que captam a imagem de marcadores, que são pequenas esferas de plástico, posicionados em locais específicos do seu corpo. Para posicionar estes marcadores, você deverá utilizar roupas apropriadas que permitam a exposição dos seus pés, pernas, coxas, tronco e braços. Estas roupas serão disponibilizadas pela equipe de pesquisa. Com fita dupla-face, anti-alérgica, serão posicionados os marcadores em pontos de referências do seu corpo. Estes marcadores refletem uma luz que é captada pelas câmeras do sistema de análise de movimento. Tais marcadores não provocam dor. A partir do posicionamento desses marcadores durante o seu desempenho no teste, é possível determinar os ângulos de diferentes partes do seu corpo (como do pé, da perna e da coxa) em diferentes momentos e, desta forma

obter informações mais detalhadas e objetivas. Você caminhará normalmente sobre uma plataforma, em condições diferentes: utilizando a sua bengala ou muleta e sem a utilização destas. Você pisará sobre uma plataforma que captará informações sobre a transferência de peso do seu corpo.

### **Riscos**

Os testes e procedimentos adotados não apresentam riscos específicos além daqueles presentes no seu dia-a-dia. Durante o teste, você pode vir a sentir-se fadigado. Caso isto aconteça, períodos de repouso serão permitidos entre um teste e outro. Qualquer tipo de desconforto vivenciado durante os testes deve ser revelado para que os pesquisadores tomem as devidas providências com o objetivo de minimizá-lo. Você poderá se desequilibrar enquanto caminha. Portanto, todos os testes serão acompanhados por uma pessoa posicionada ao seu lado.

### **Benefícios**

Você não obterá benefícios imediatos por participar desta pesquisa. Na realidade, você estará contribuindo para a nossa melhor compreensão dos prováveis benefícios dos dispositivos auxiliares são realizados. A partir daí, poderemos indicá-los com maior segurança.

### **Confidencialidade**

Você receberá um código que será utilizado em todos os seus testes e não será reconhecido individualmente.

### **Natureza voluntária do estudo**

A sua participação é voluntária e você tem o direito de se retirar por qualquer razão e qualquer momento.

### **Pagamento**

Você não receberá nenhuma forma de pagamento pela participação no estudo. Custos de transporte para o local dos testes e seu retorno poderão, se necessários, ser arcados pelas pesquisadoras.

## **DECLARAÇÃO E ASSINATURA DO PARTICIPANTE**

Eu, \_\_\_\_\_, li e entendi toda a informação repassada sobre o estudo, sendo os objetivos, procedimentos e linguagem técnica satisfatoriamente explicados. Tive tempo, suficiente, para considerar a informação acima e, tive, também, a oportunidade de tirar todas as minhas dúvidas. Estou assinando esse termo voluntariamente e, tenho o direito, de agora ou mais tarde, discutir qualquer dúvida que venha a ter com relação à pesquisa com:

**Janaine Cunha Polese**

Departamento de Fisioterapia

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional – UFMG

Avenida Presidente Antônio Carlos, 6.627 – Pampulha-

**Professora Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela**

Departamento de Fisioterapia

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional – UFMG

Avenida Presidente Antônio Carlos, 6.627 – Pampulha

Fone: (31) 3409-7403

**Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG**

Unidade Administrativa II, 2º Andar, sala 2005.

Avenida Presidente Antônio Carlos, 6.627 – Pampulha

Fone: 3409-4592

Assinando esse termo de consentimento, estou indicando que concordo em participar deste estudo.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Participante

\_\_\_\_\_  
Assinatura da Testemunha

Data: \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_\_\_

RG: \_\_\_\_\_

RG: \_\_\_\_\_

CPF: \_\_\_\_\_

CPF: \_\_\_\_\_

End: \_\_\_\_\_

End: \_\_\_\_\_

**DECLARAÇÃO DO INVESTIGADOR**

Eu, \_\_\_\_\_ cuidadosamente expliquei ao participante, \_\_\_\_\_ a natureza do estudo descrito anteriormente. Eu certifico que, salvo melhor juízo, o participante entendeu claramente a natureza, benefícios e riscos envolvidos com este estudo. Respondi todas as questões que foram levantadas e testemunhei a assinatura acima. Estes elementos de consentimento informado estão de acordo com a garantia dada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais para proteger os direitos dos sujeitos humanos. Furneci ao participante/sujeito uma cópia deste documento de consentimento assinado.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Investigador

\_\_\_\_\_  
Data

**APÊNDICE B**

**PROJETO DE PESQUISA: INFLUÊNCIA DO USO DE DISPOSITIVOS AUXILIARES NAS VARIÁVEIS CINÉTICAS, CINEMÁTICAS E ESPAÇO-TEMPORAIS DA MARCHA DE HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS.**

**FICHA DE AVALIAÇÃO**

**DATA:** \_\_\_\_\_ **CÓDIGO:** \_\_\_\_\_

**1. DADOS DEMOGRÁFICOS**

- Nome: \_\_\_\_\_ Sexo: \_\_\_\_\_ Telefone: \_\_\_\_\_
- Endereço: \_\_\_\_\_
- Nome acompanhante: \_\_\_\_\_ Telefone: \_\_\_\_\_
- Endereço: \_\_\_\_\_
- Data de Nascimento: \_\_\_\_\_ Idade (anos): \_\_\_\_\_ Naturalidade: \_\_\_\_\_
- Estado civil: \_\_\_\_\_ Mora com: \_\_\_\_\_
- Escolaridade: \_\_\_\_\_
- Formação: \_\_\_\_\_ Ocupação: \_\_\_\_\_
- Em geral, o senhor diria que a sua saúde é: ( ) Excelente ( ) Muito boa ( ) Boa ( ) Razoável ( ) ruim
- QP: \_\_\_\_\_

**2. DADOS CLÍNICOS DO AVE**

( ) UMA HISTÓRIA DE AVE

MAIS DE UMA HISTÓRIA DE AVE: \_\_\_\_\_

DATA: \_\_\_\_\_

DATA DA ÚLTIMA: \_\_\_\_\_

Tempo de evolução (meses): \_\_\_\_\_

Tempo de evolução (meses): \_\_\_\_\_

( ) ISQUÊMICO ( ) HEMORRÁGICO

( ) HP ESQ ( ) HP DIR

Tempo de estadia hospitalar: \_\_\_\_\_

Reabilitação:  fisio: \_\_\_\_\_  o \_\_\_\_\_  pno: \_\_\_\_\_  ltro

**3. DADOS CLÍNICOS GERAIS**

- Membro superior dominante: \_\_\_\_\_ Membro inferior dominante: \_\_\_\_\_
- Número de medicamentos em uso: \_\_\_\_\_ Descrição: \_\_\_\_\_
- Numero de doenças associadas: \_\_\_\_\_ Descrição: \_\_\_\_\_
- Atividade física: \_\_\_\_\_
- Dispositivo Auxiliar: \_\_\_\_\_
- Lado do uso:  Acometido  ão Acometido Tempo de uso (meses): \_\_\_\_\_
- Altura do dispositivo auxiliar: \_\_\_\_\_ (cm) - Altura trocâter/solo: \_\_\_\_\_
- Quem prescreveu o DA?  médico  sioterapeuta  }  ta própria

- Frequência de utilização do DA:  somente em casa  em todos os lugares  na rua

- Déficit visual: \_\_\_\_\_ Déficit auditivo: \_\_\_\_\_ Afasia motora: \_\_\_\_\_ Disartria: \_\_\_\_\_

**4. QUEDAS**

- Número de quedas no ultimo ano: \_\_\_\_\_ Número de quedas nos ultimos 6 meses: \_\_\_\_\_

- Em geral, o senhor tem medo de cair? ( ) Não ( ) Um pouco ( ) Moderado ( ) Muito

**5. EXAME FÍSICO**

- Força Muscular de quadriceps: \_\_\_\_\_ = \_\_\_\_\_ N (acometido)

\_\_\_\_\_ = \_\_\_\_\_ N (não-acometido)

- Tônus de Extensores de Joelho (Ashworth): \_\_\_\_\_

- Pontuação na Escala de Fugl-Meyer: \_\_\_\_\_ pontos.

- Escala de Equilíbrio de Berg: \_\_\_\_\_ pontos.

- Velocidade da Marcha:

Habitual : com uso de DA: \_\_\_\_\_ s sem uso de DA: \_\_\_\_\_ s

Máxima: com uso de DA: \_\_\_\_\_ s sem uso de DA: \_\_\_\_\_ s

- Berg: \_\_\_\_\_ pontos.

Questionário de satisfação com o uso de DA

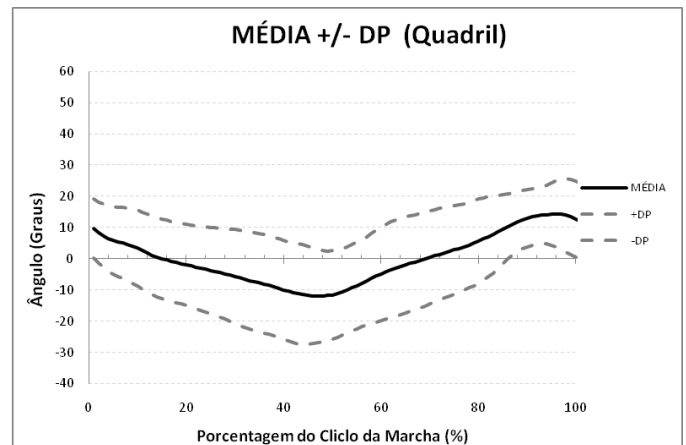
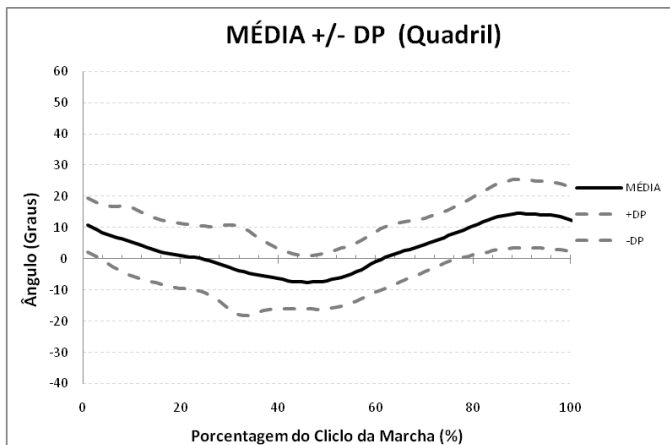
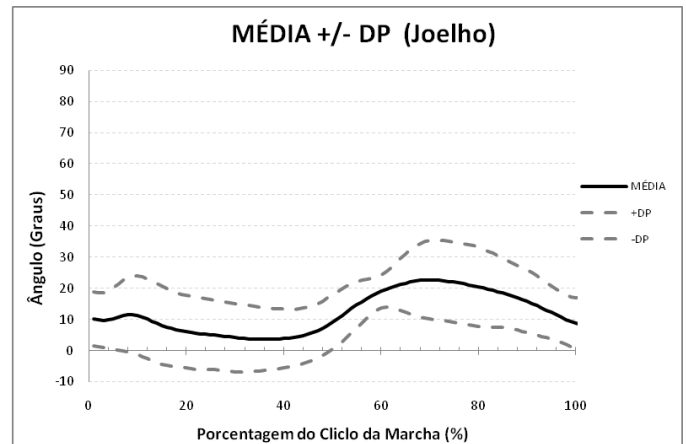
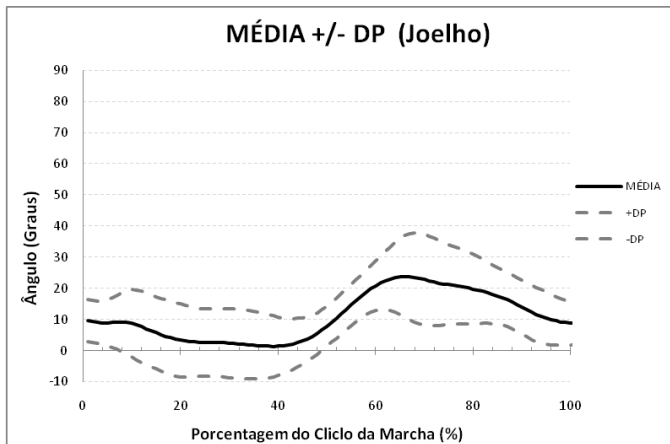
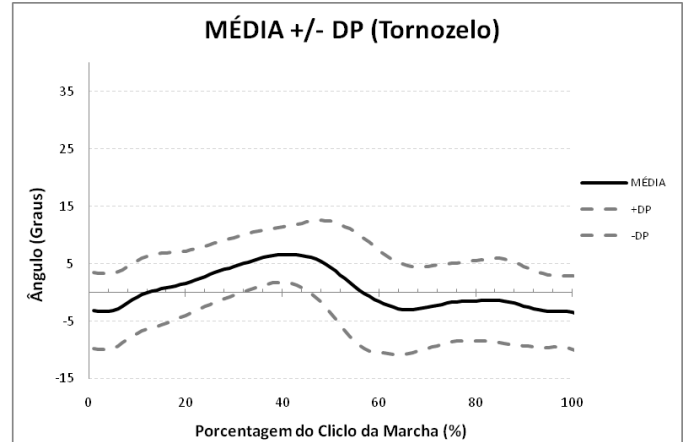
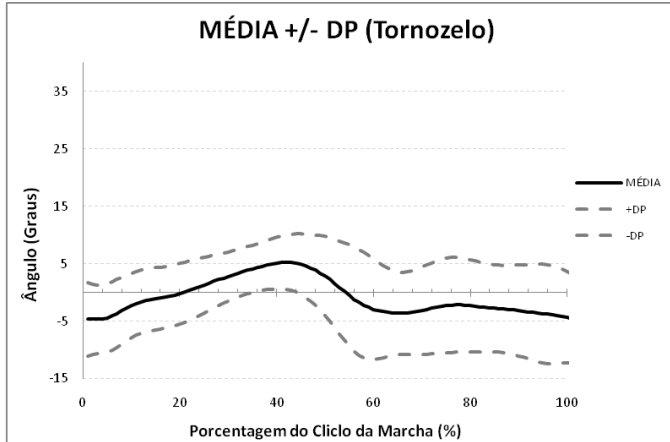
Questão: "O uso da bengala/muleta canadense mudou o seu/sua..."

A bengala/muleta mudou seu/sua:	Melhorou	Não alterou	Piorou
habilidade para colocar peso na sua perna mais fraca			
habilidade para movimentar sua perna mais fraca para frente enquanto caminha			
confiança quando caminha			
segurança quando caminha			
jeito de caminhar			

### APÊNDICE C- Perfis Cinemáticos

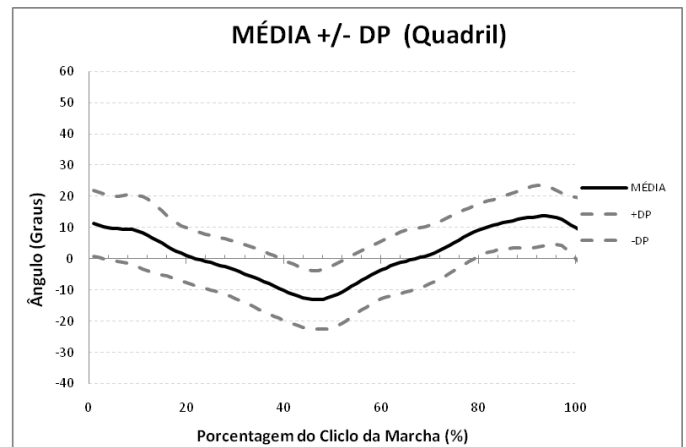
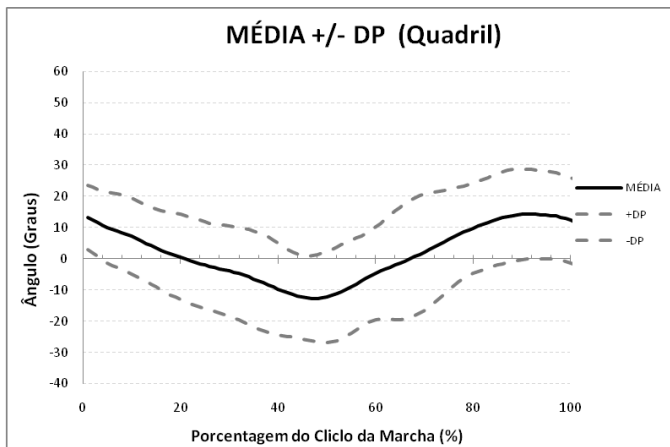
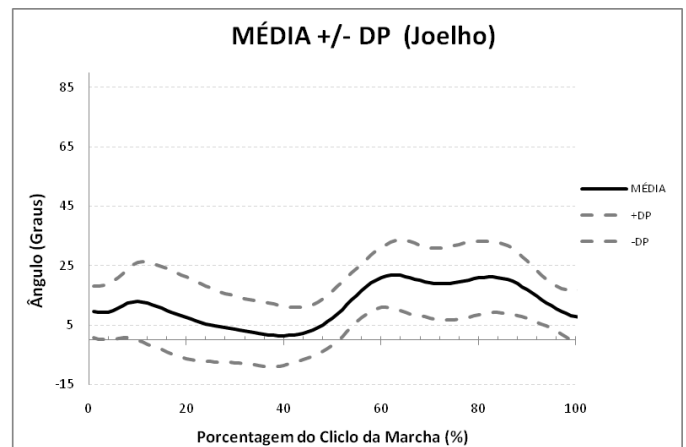
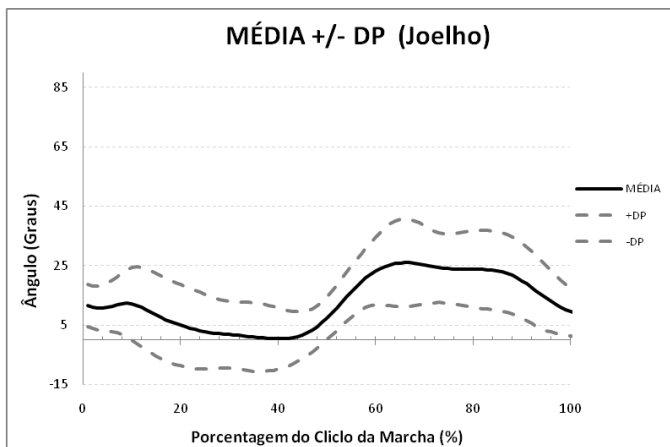
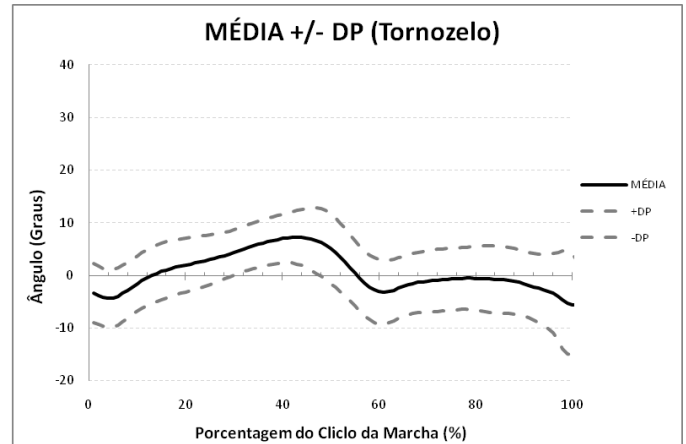
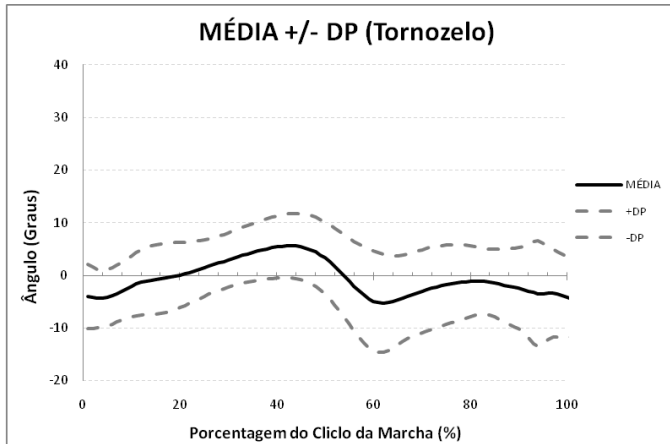
#### VELOCIDADE HABITUAL SEM BENGALA

#### VELOCIDADE HABITUAL COM BENGALA



### VELOCIDADE MÁXIMA SEM BENGALA

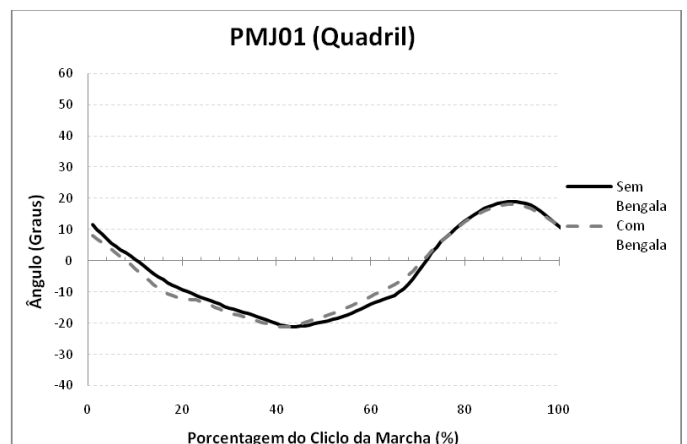
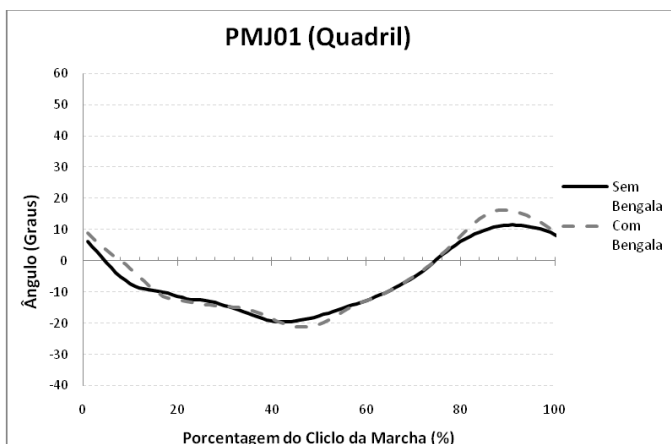
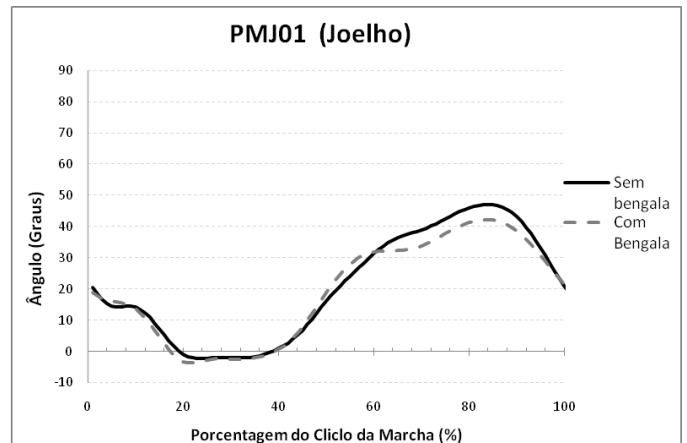
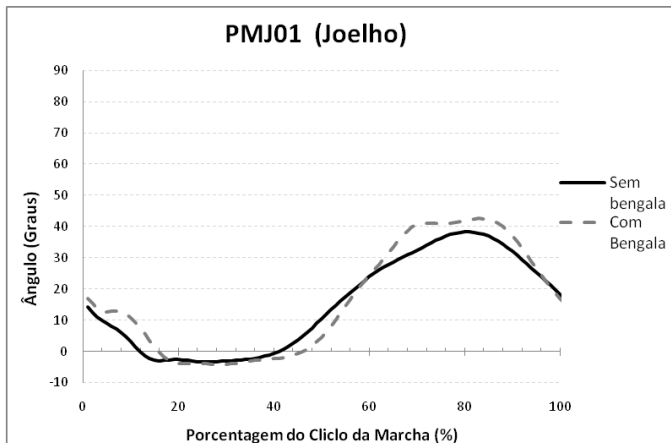
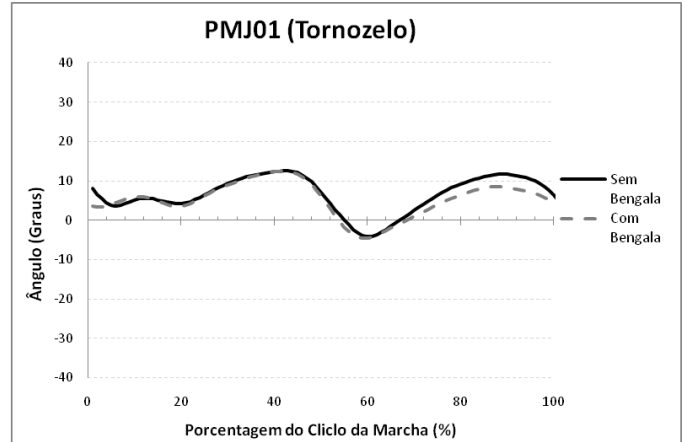
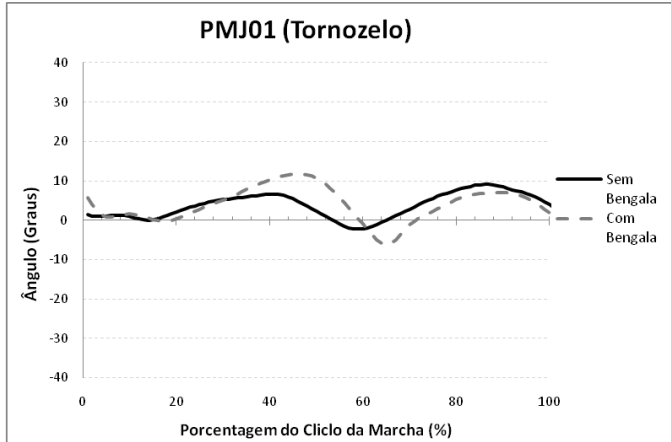
### VELOCIDADE MÁXIMA COM BENGALA



**PMJ01**

**VELOCIDADE HABITUAL**

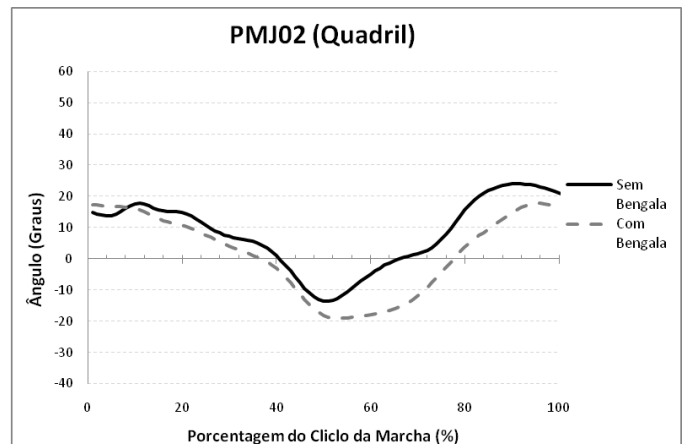
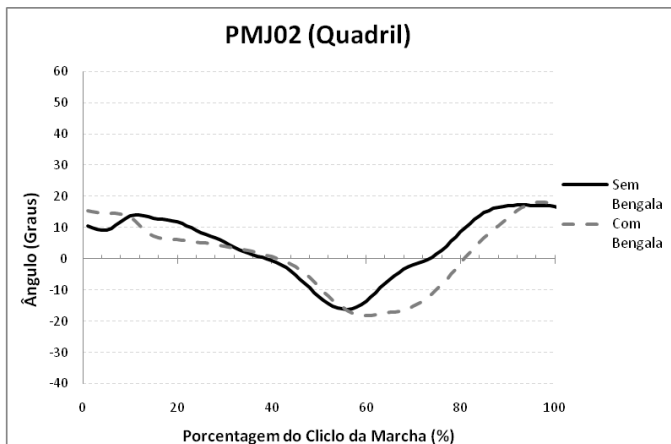
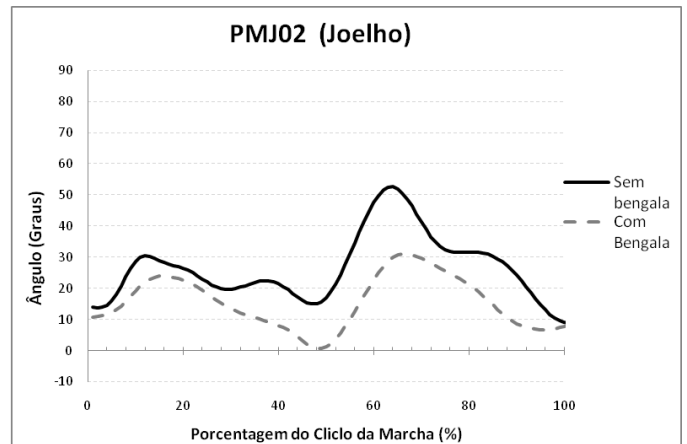
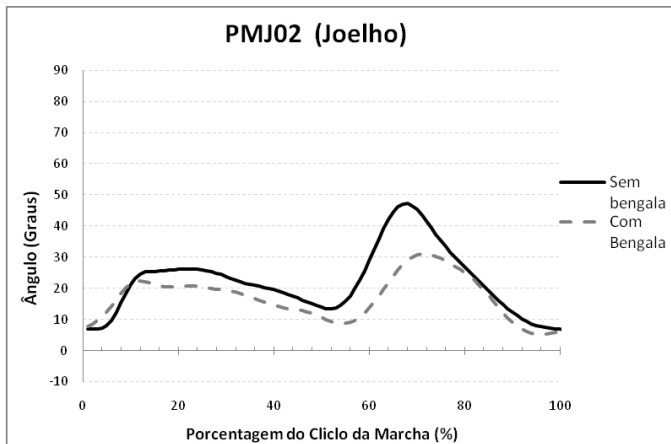
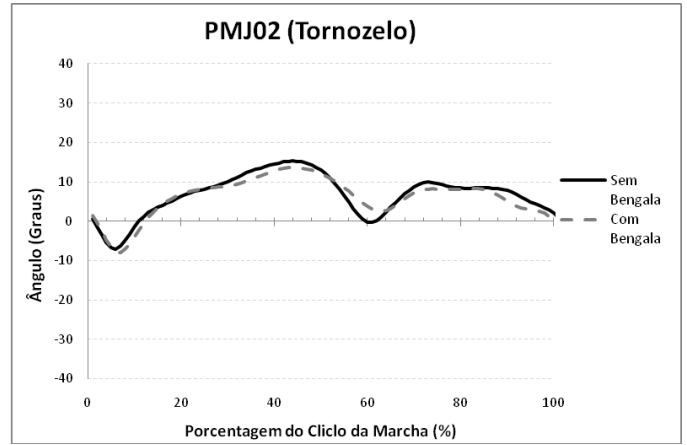
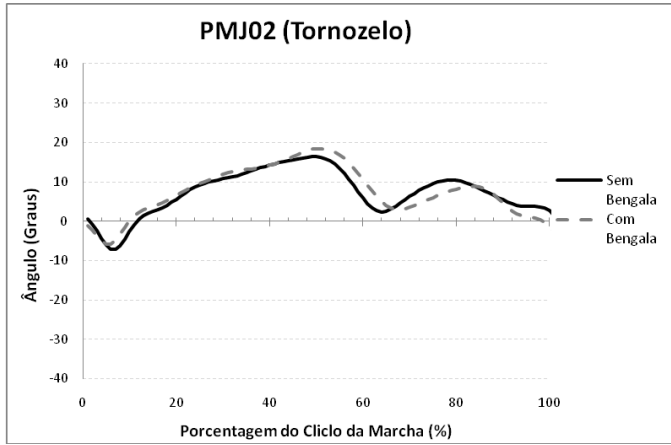
**VELOCIDADE MÁXIMA**



**PMJ02**

**VELOCIDADE HABITUAL**

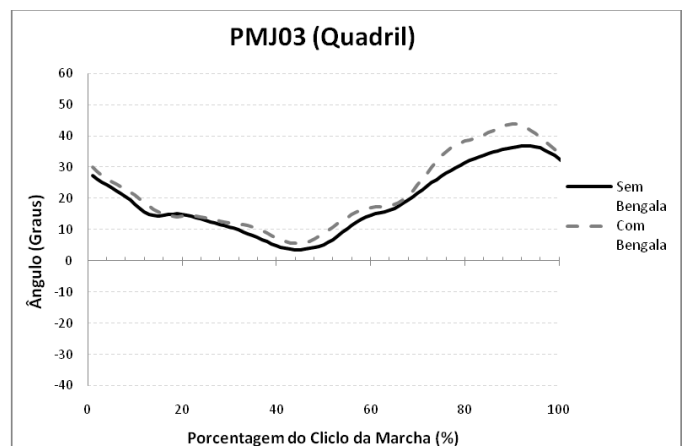
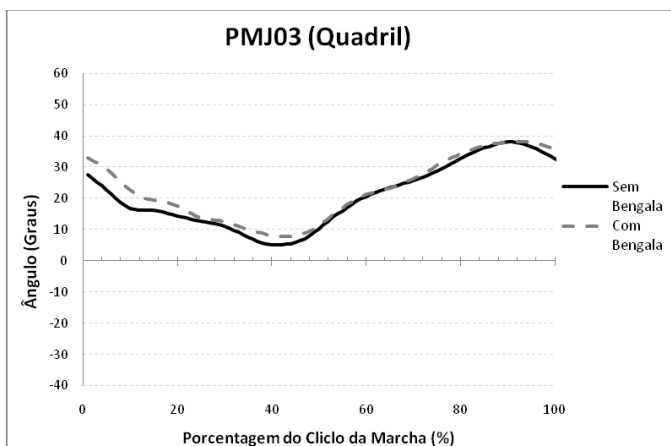
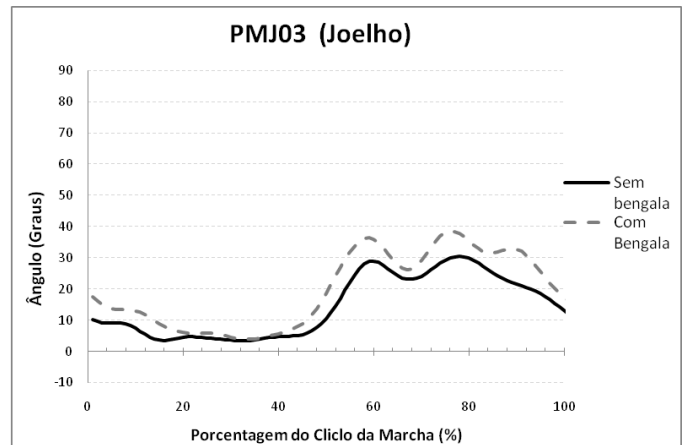
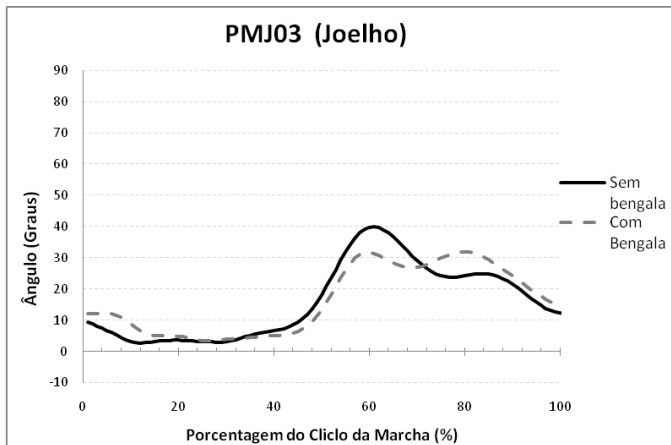
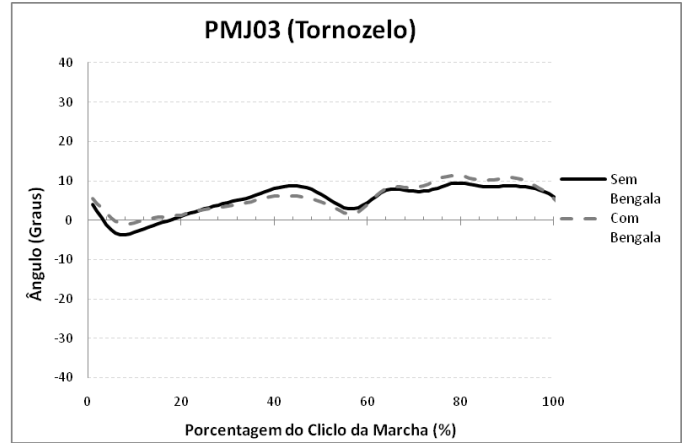
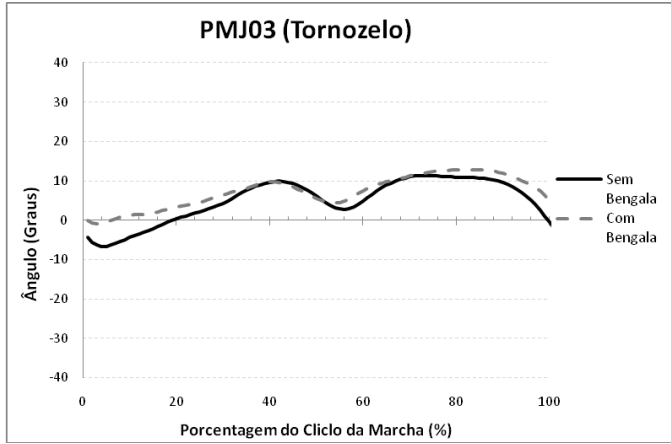
**VELOCIDADE MÁXIMA**



**PMJ03**

**VELOCIDADE HABITUAL**

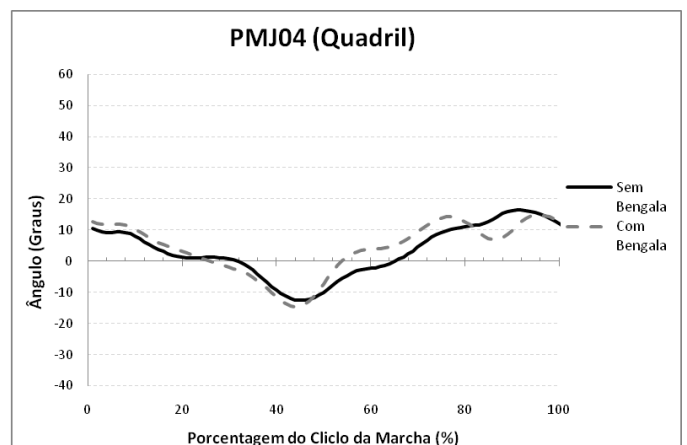
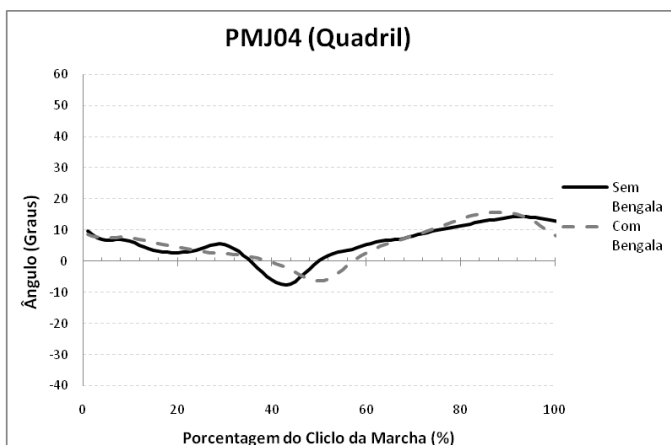
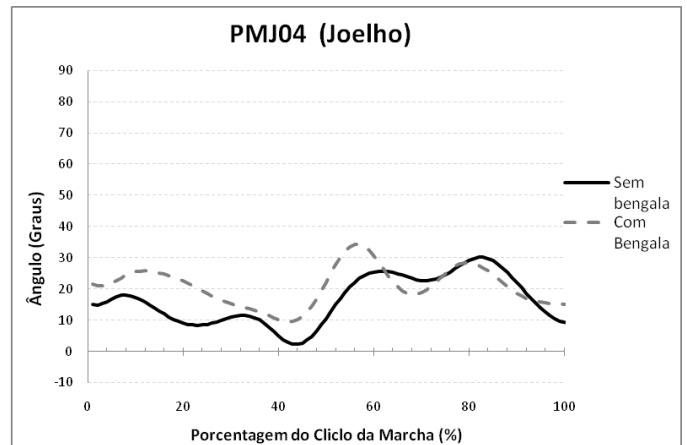
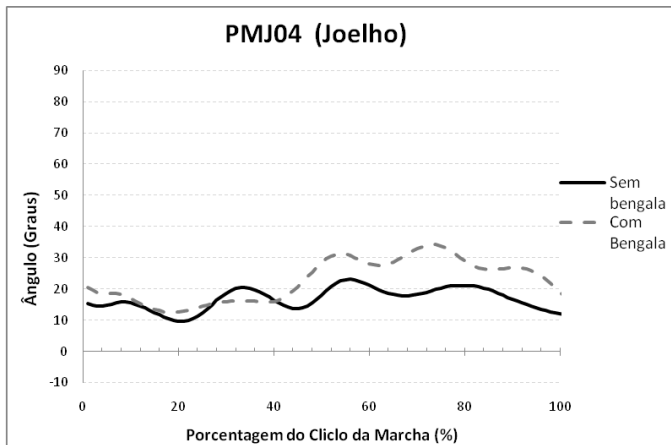
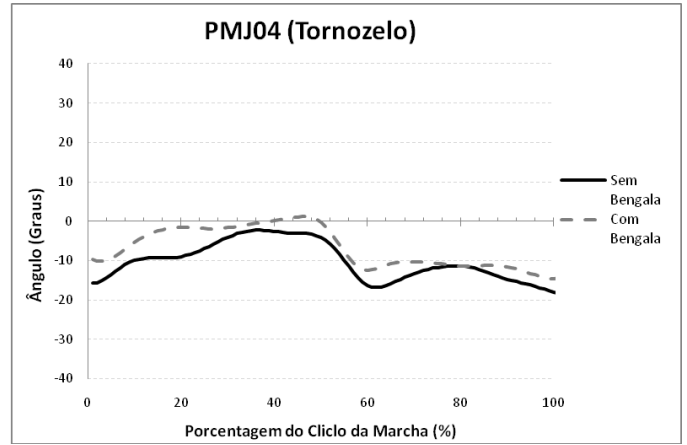
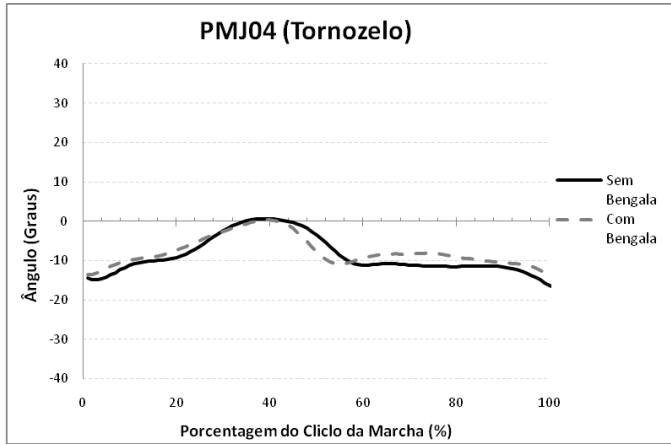
**VELOCIDADE MÁXIMA**



**PMJ04**

**VELOCIDADE HABITUAL**

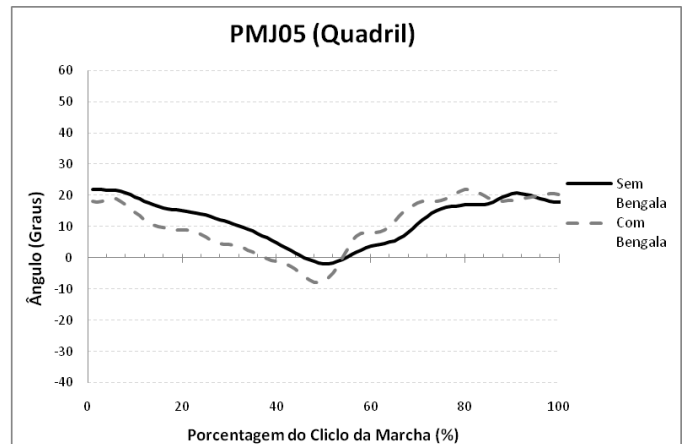
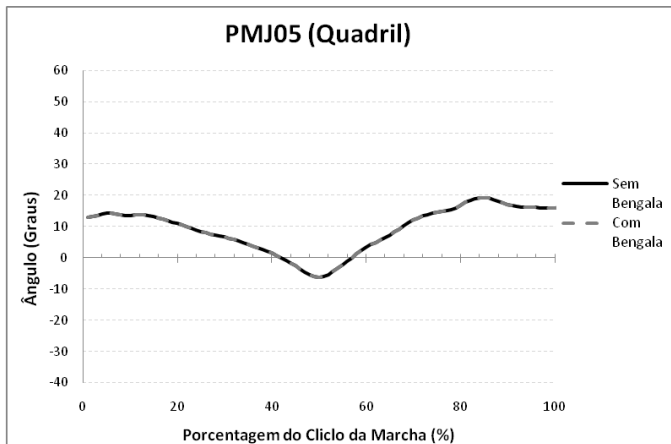
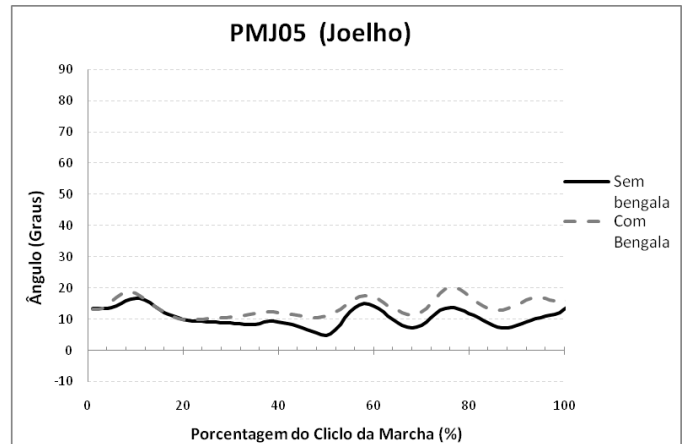
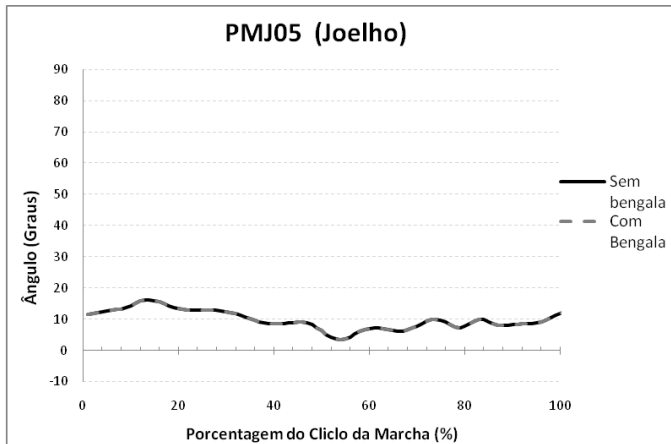
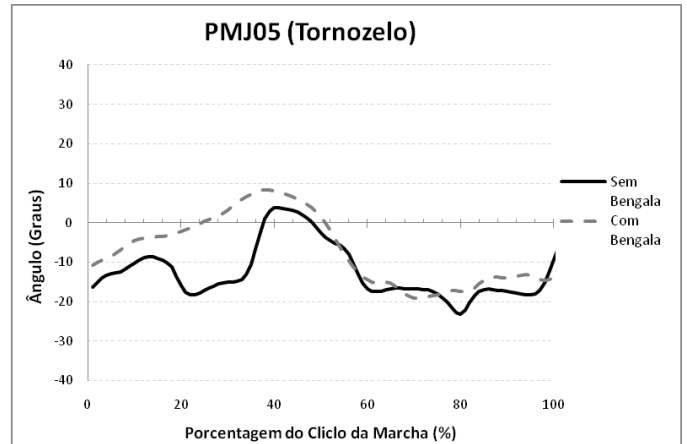
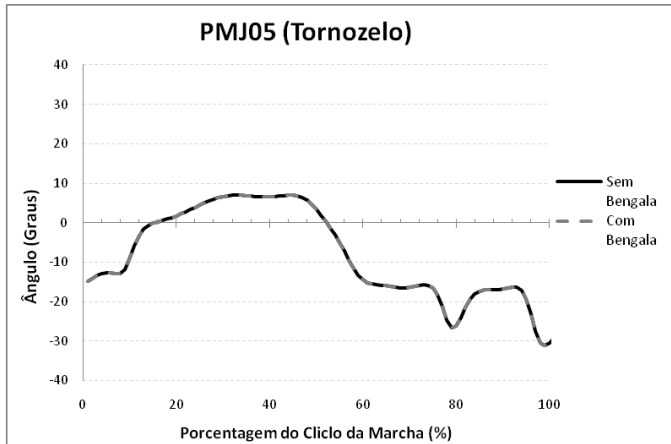
**VELOCIDADE MÁXIMA**



**PMJ05**

**VELOCIDADE HABITUAL**

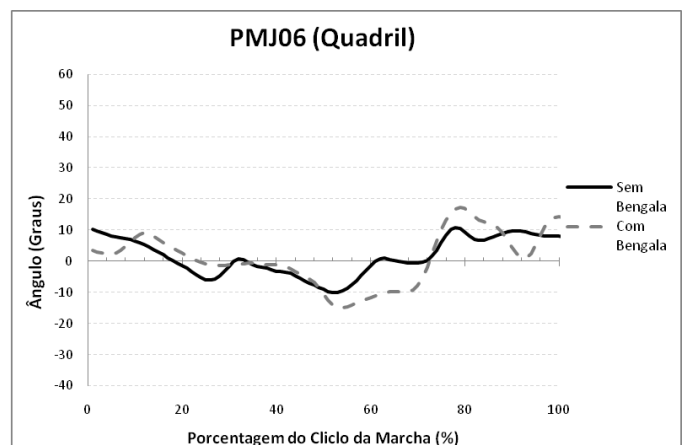
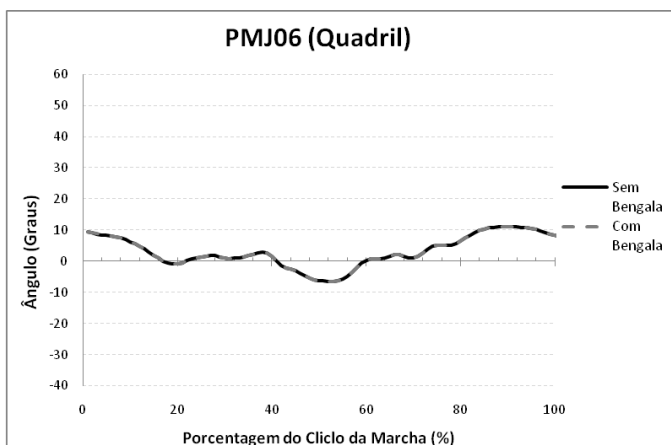
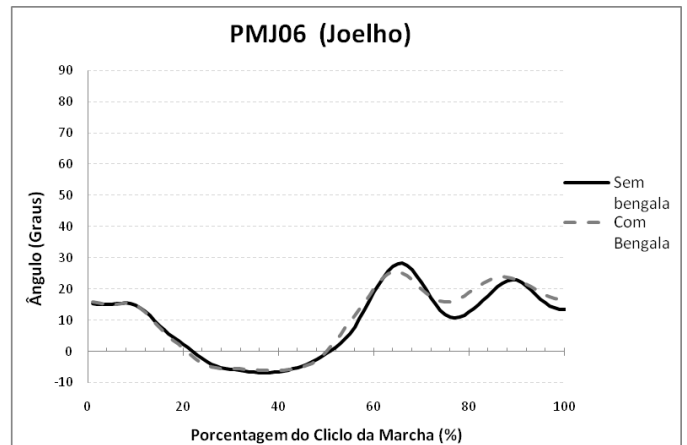
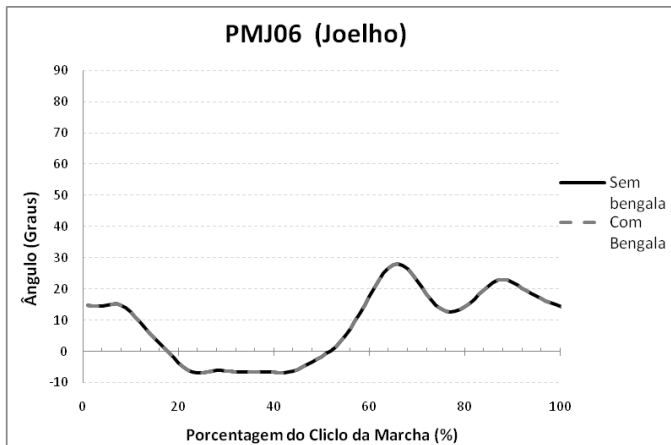
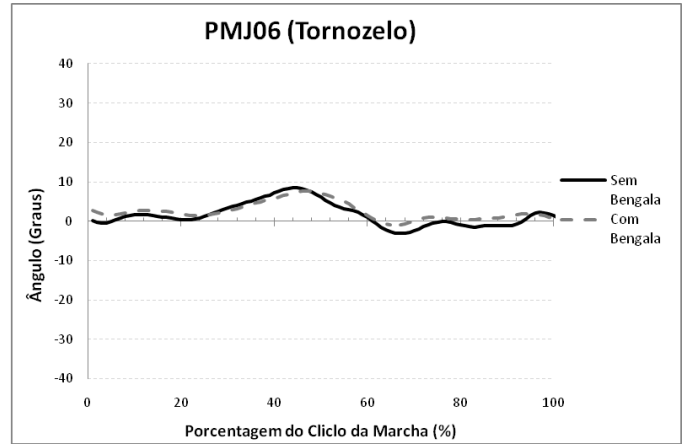
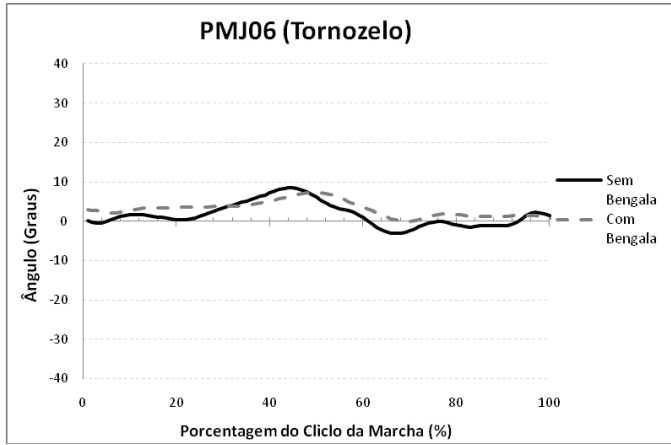
**VELOCIDADE MÁXIMA**



**PMJ06**

**VELOCIDADE HABITUAL**

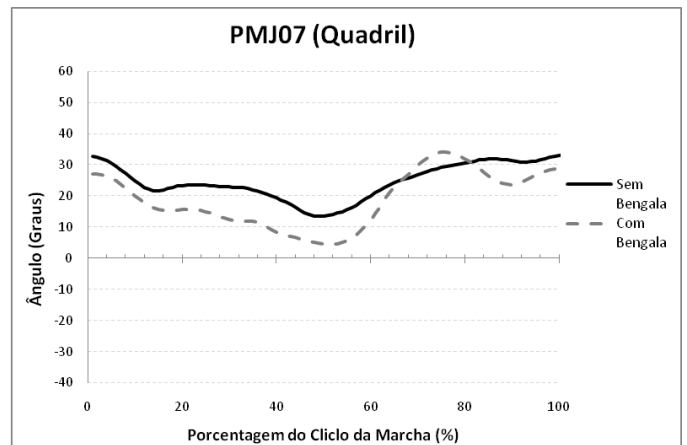
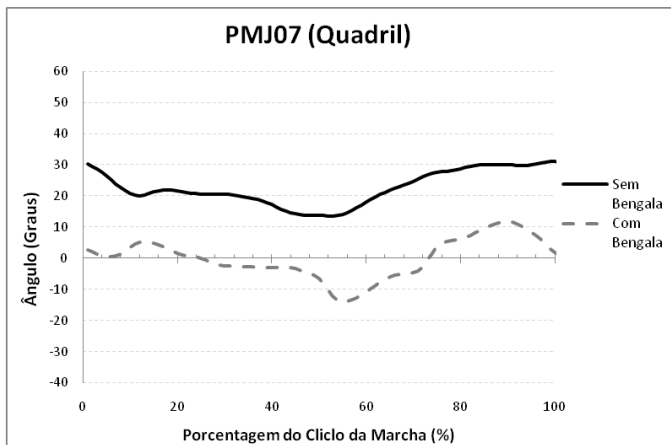
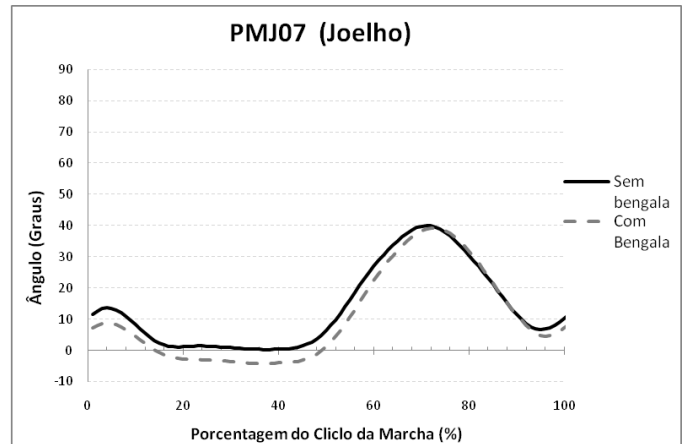
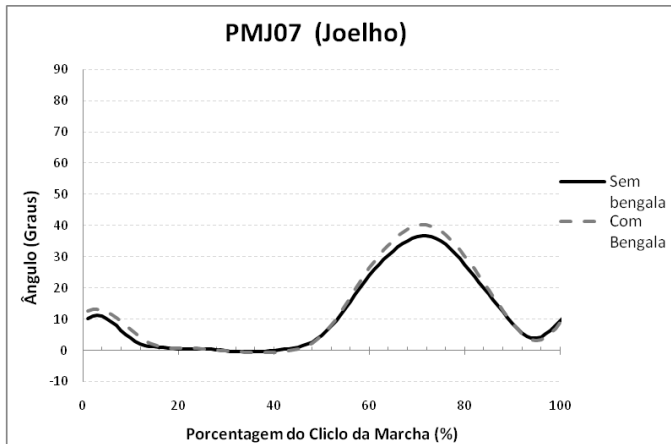
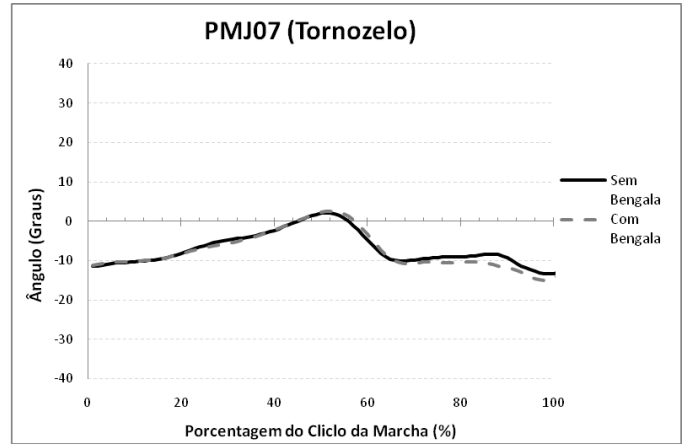
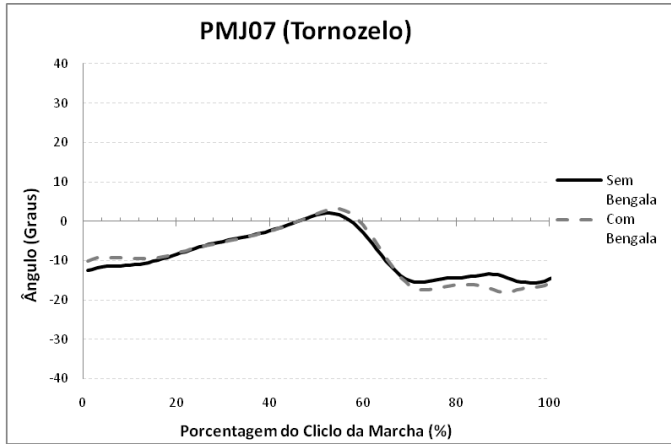
**VELOCIDADE MÁXIMA**



**PMJ07**

**VELOCIDADE HABITUAL**

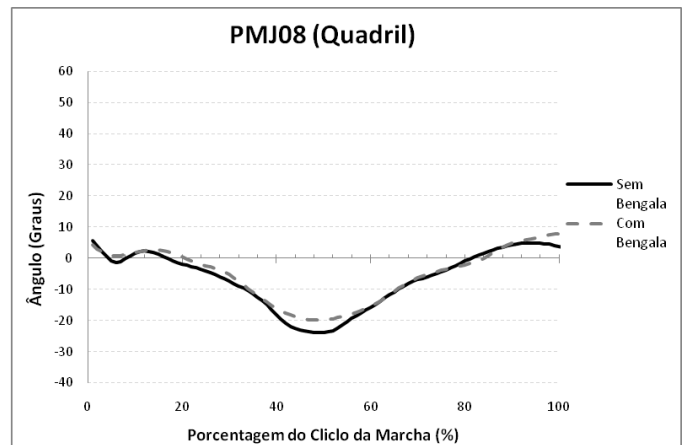
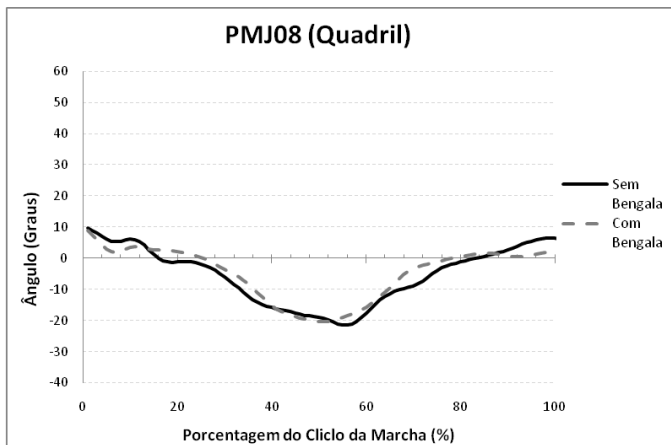
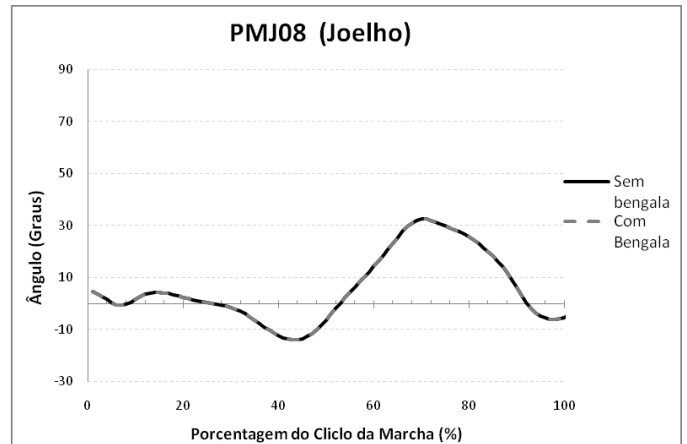
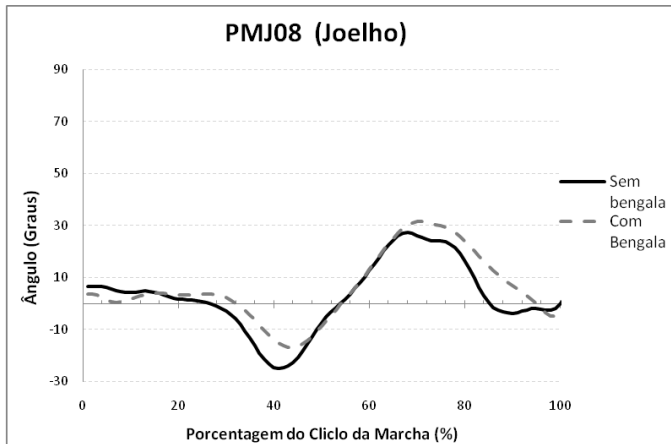
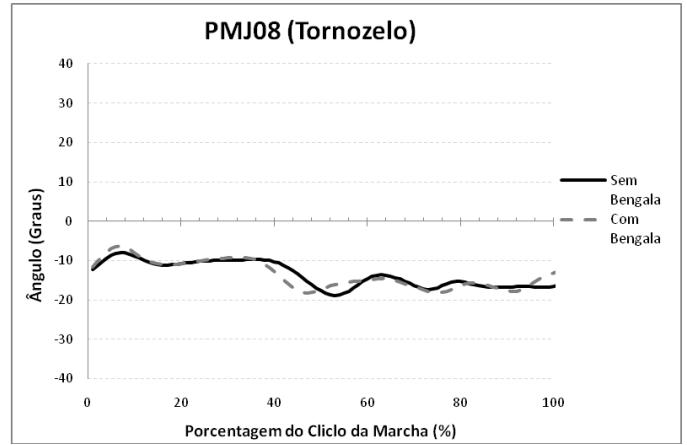
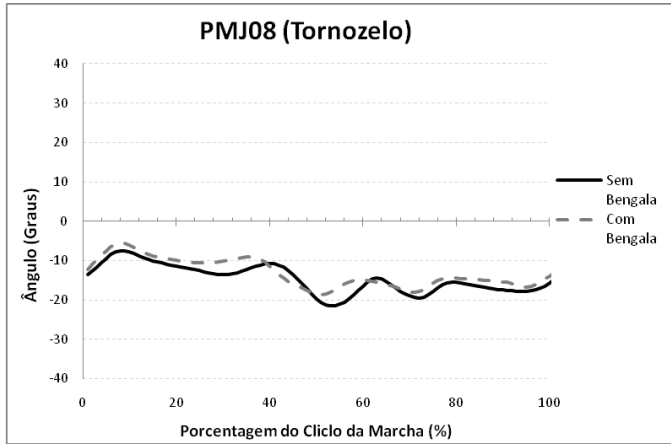
**VELOCIDADE MÁXIMA**



**PMJ08**

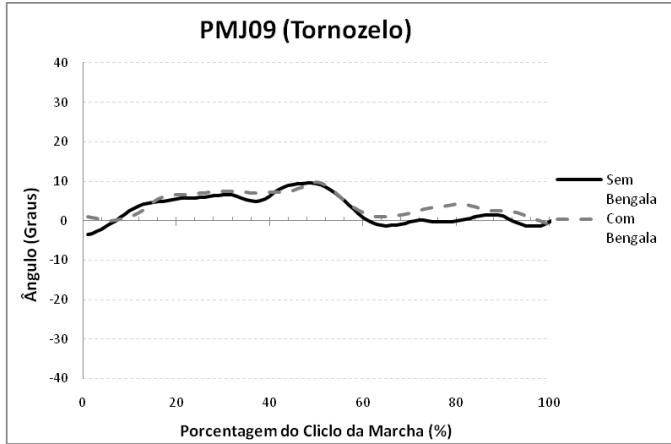
**VELOCIDADE HABITUAL**

**VELOCIDADE MÁXIMA**

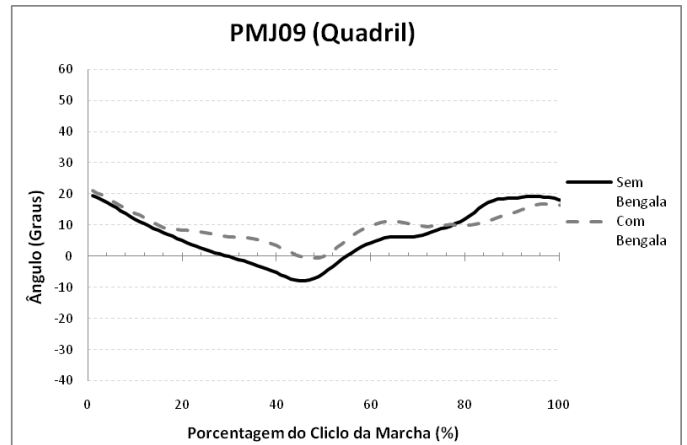
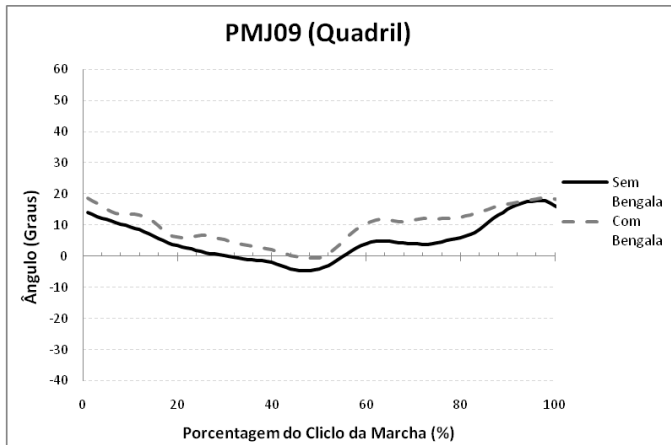
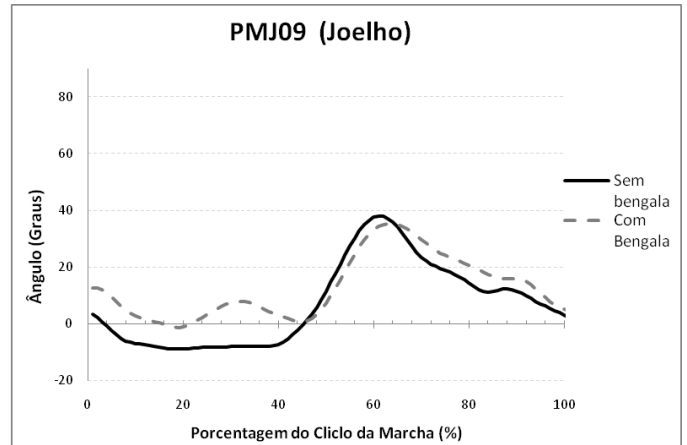
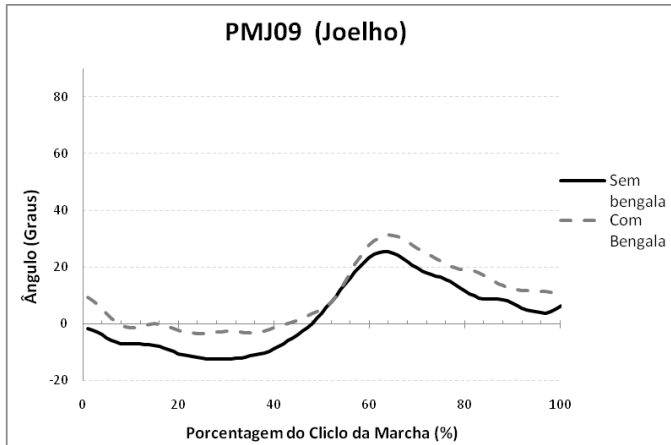
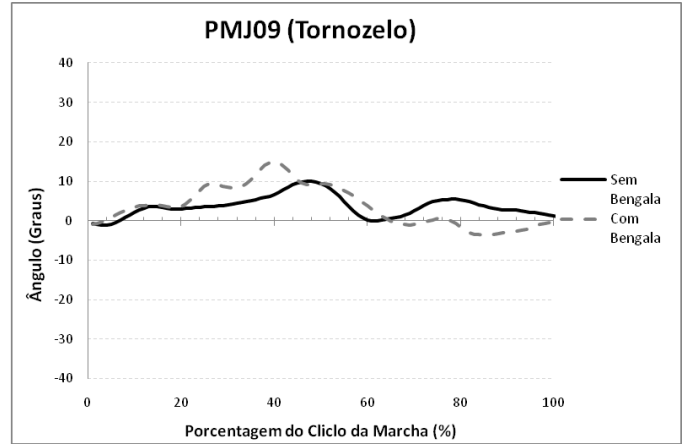


**PMJJ09**

**VELOCIDADE HABITUAL**



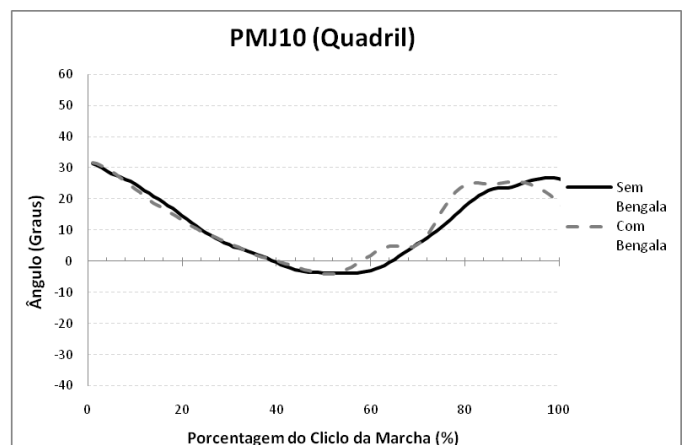
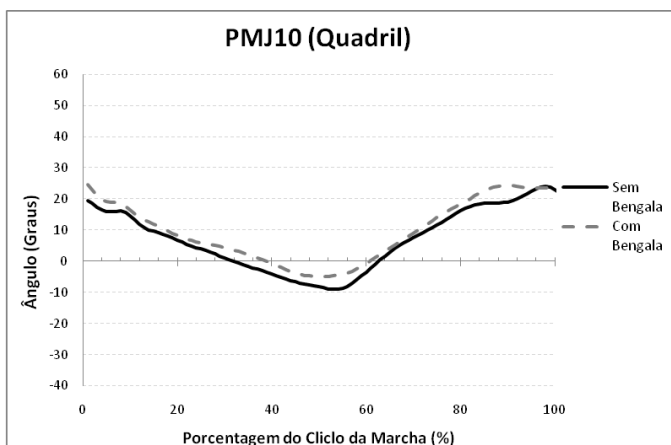
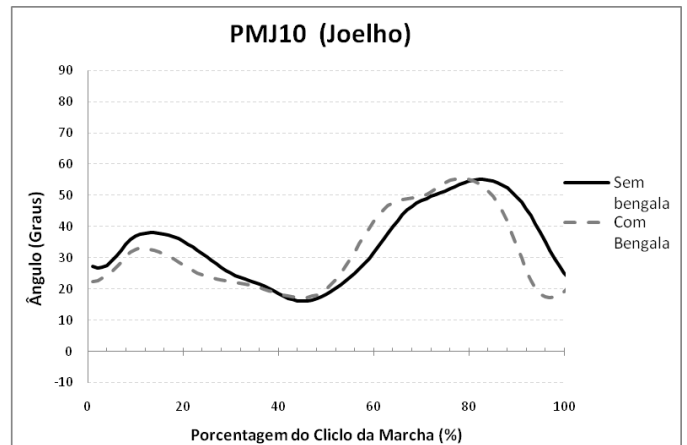
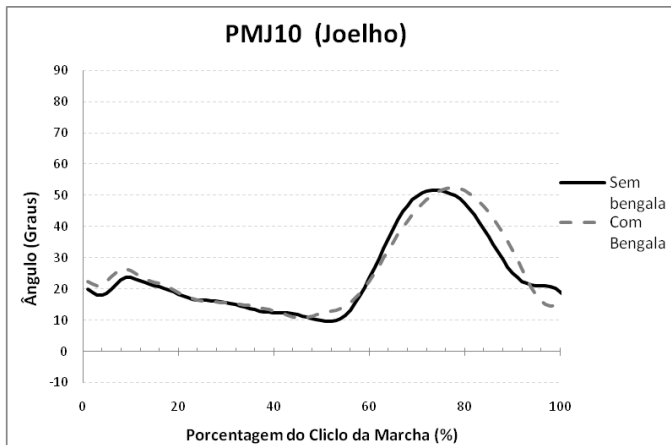
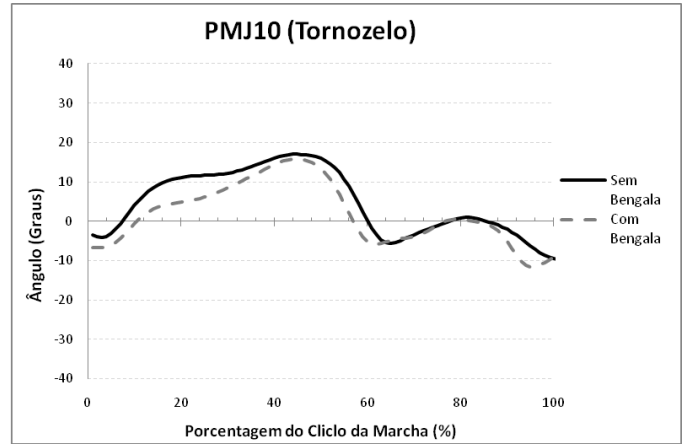
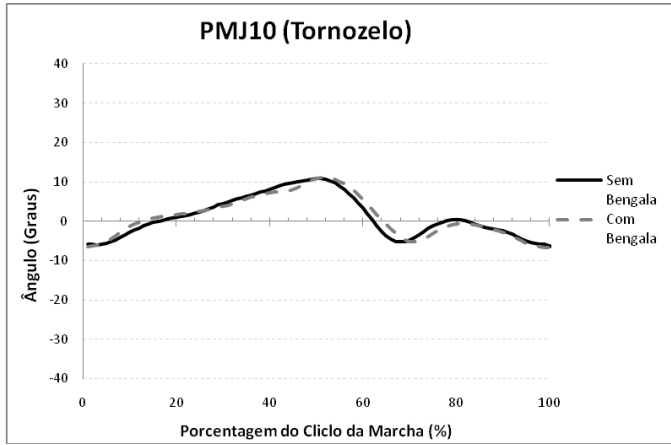
**VELOCIDADE MÁXIMA**



**PMJ10**

**VELOCIDADE HABITUAL**

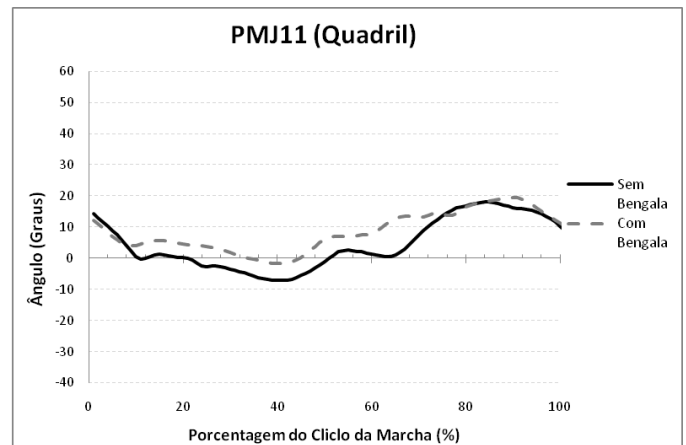
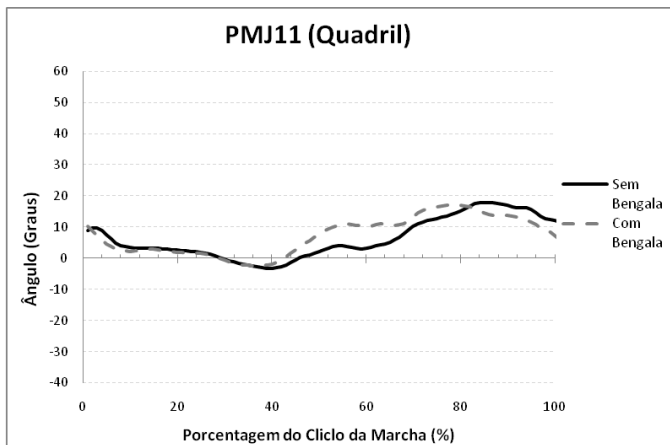
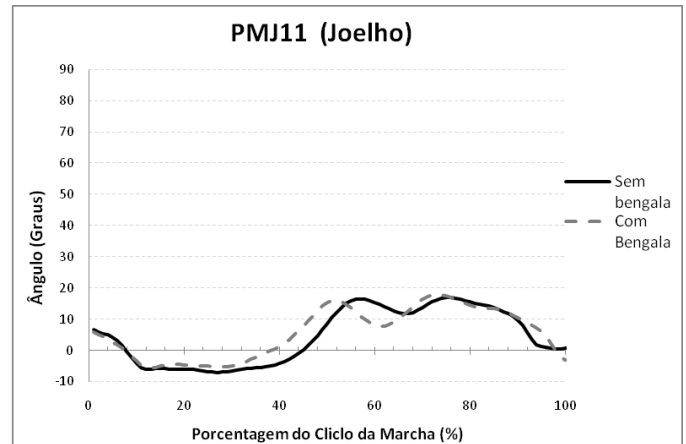
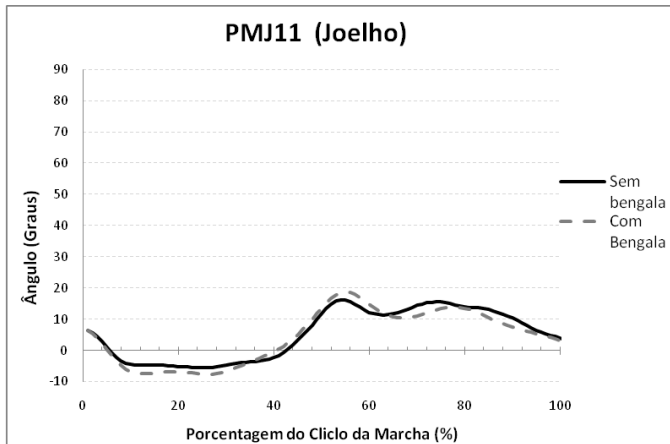
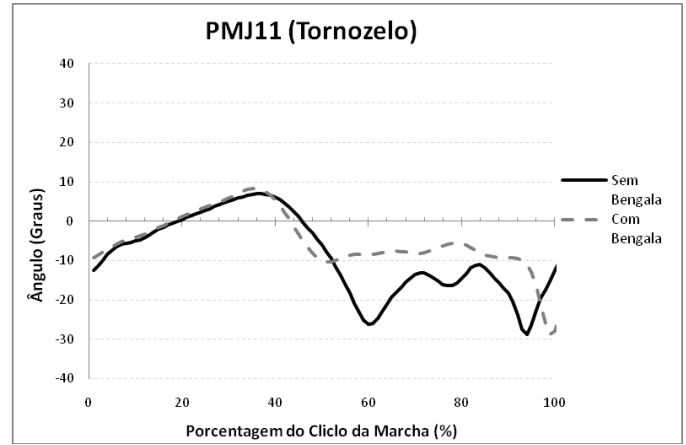
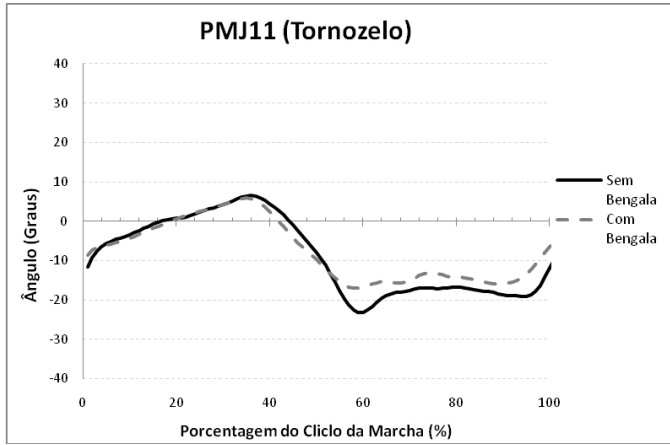
**VELOCIDADE MÁXIMA**



**PMJ11**

**VELOCIDADE HABITUAL**

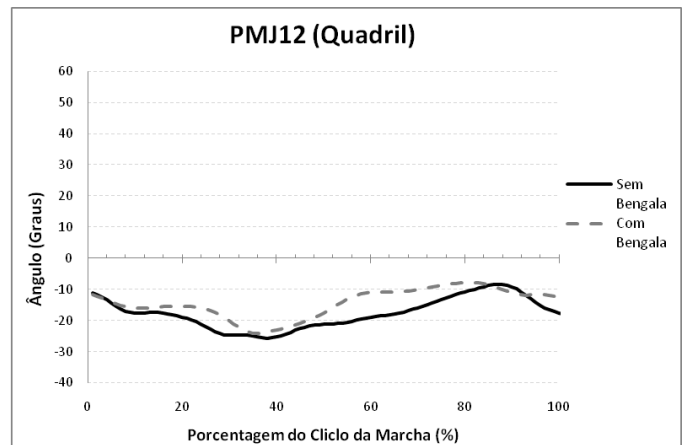
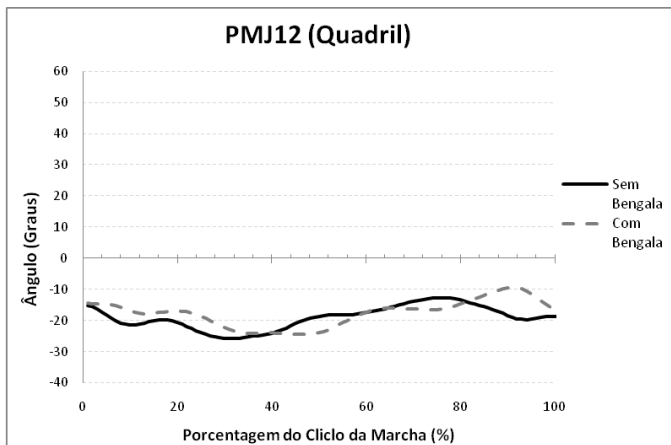
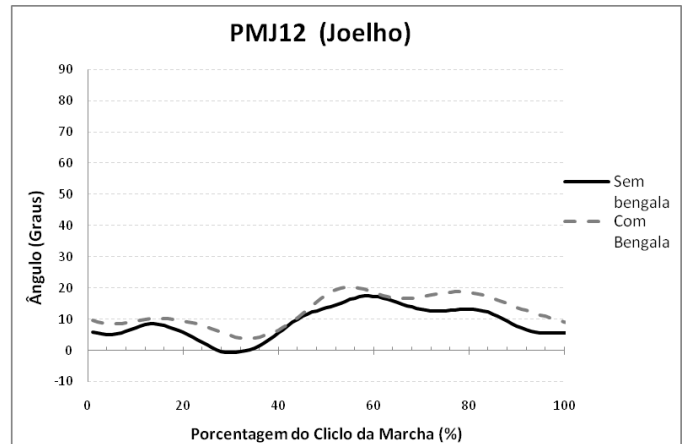
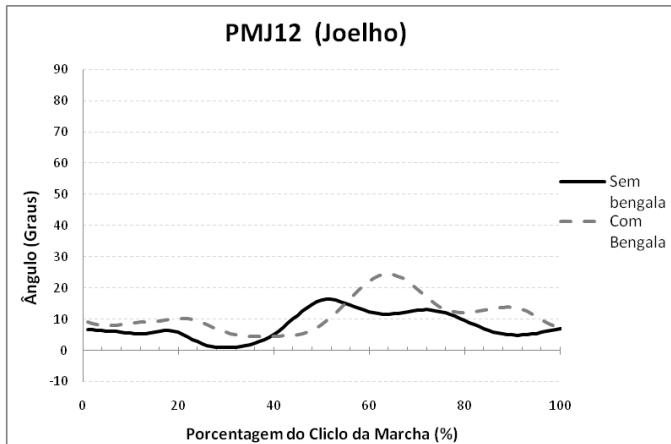
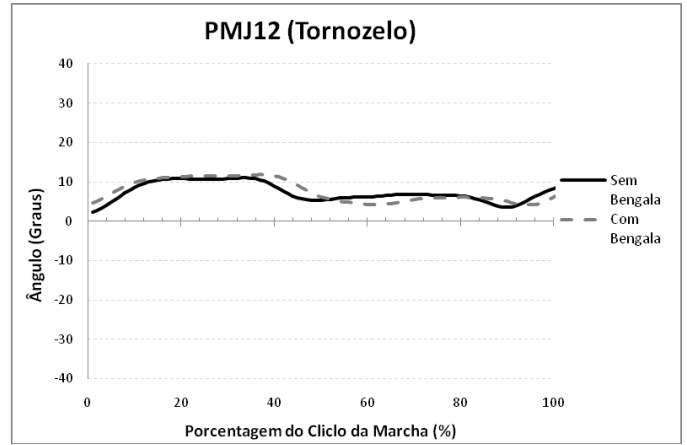
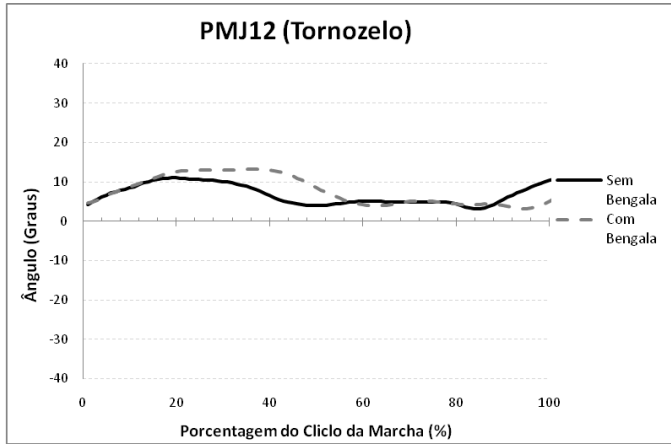
**VELOCIDADE MÁXIMA**



### PMJ12

#### VELOCIDADE HABITUAL

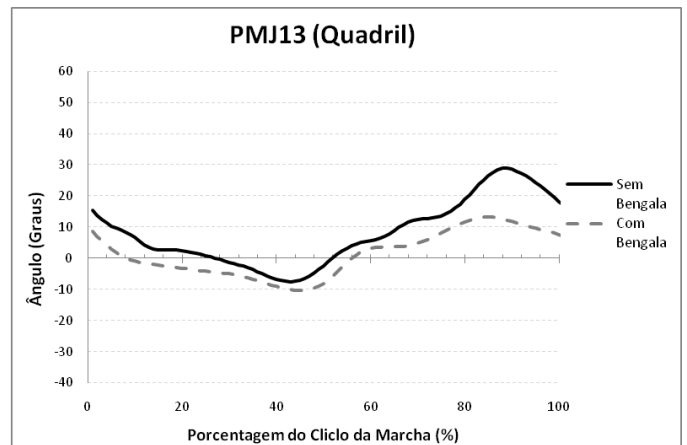
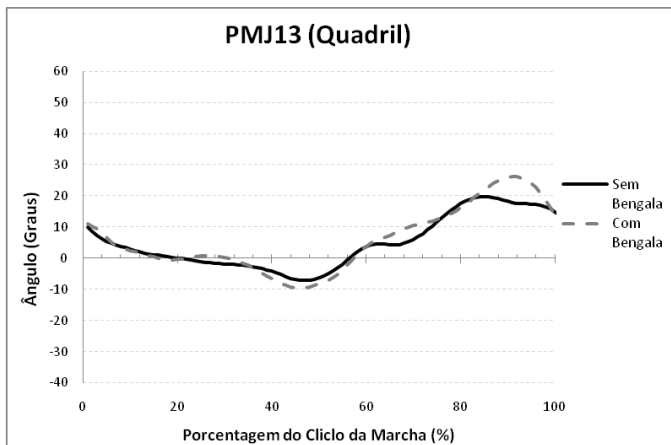
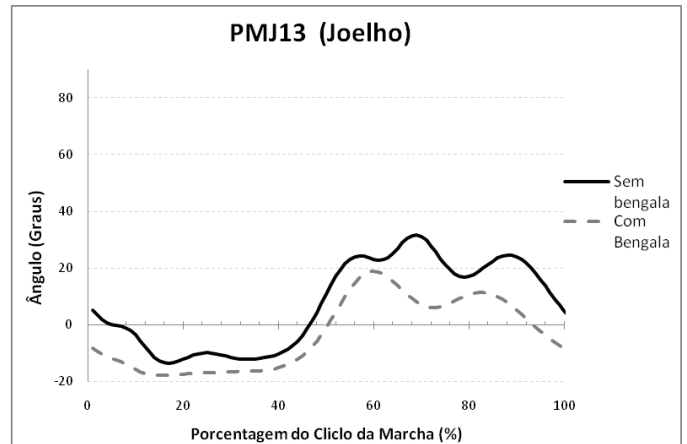
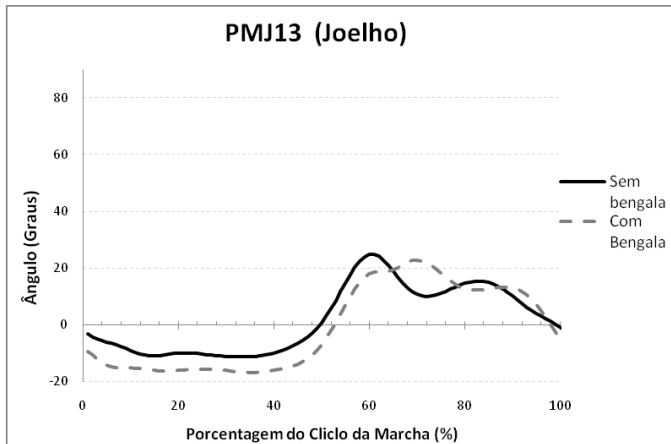
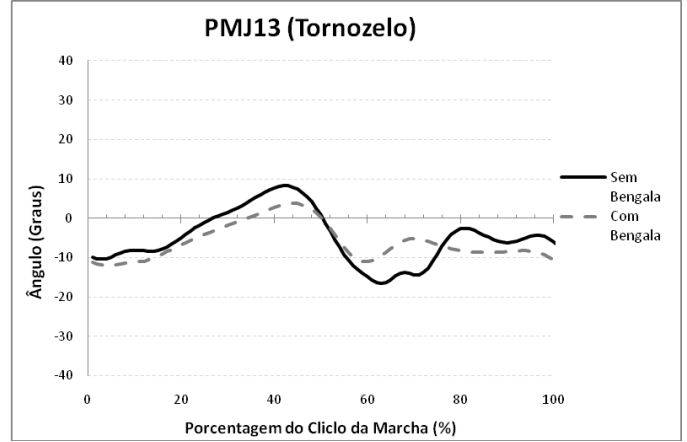
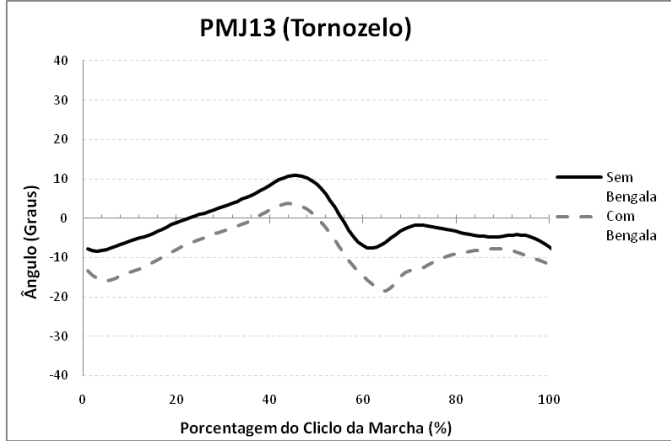
#### VELOCIDADE MÁXIMA



**PMJ13**

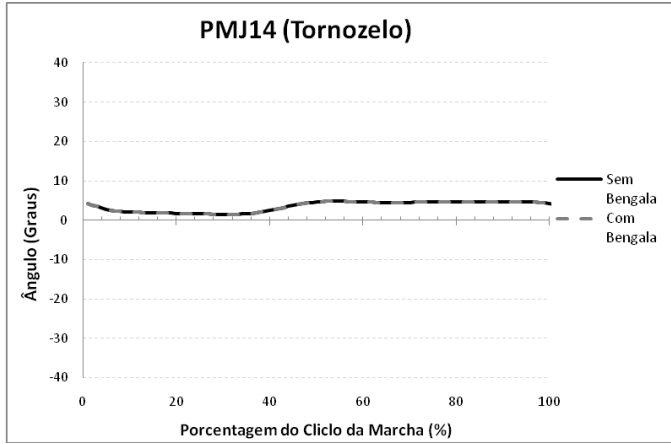
**VELOCIDADE HABITUAL**

**VELOCIDADE MÁXIMA**

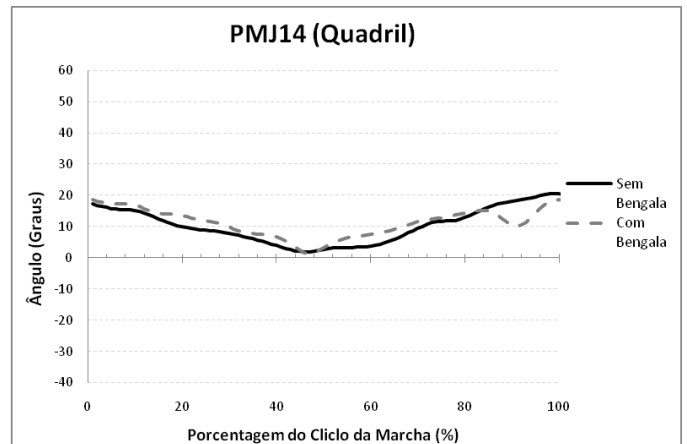
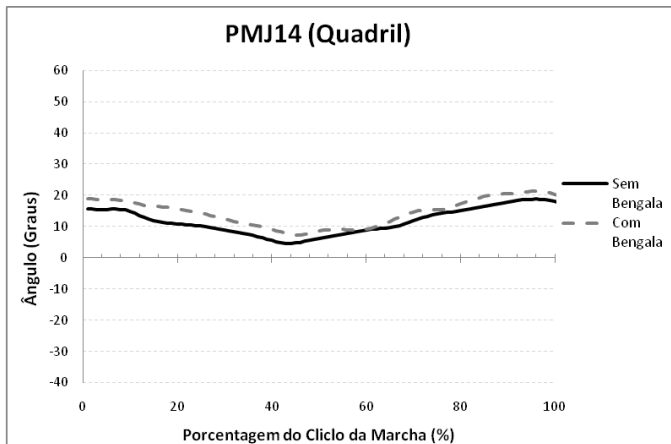
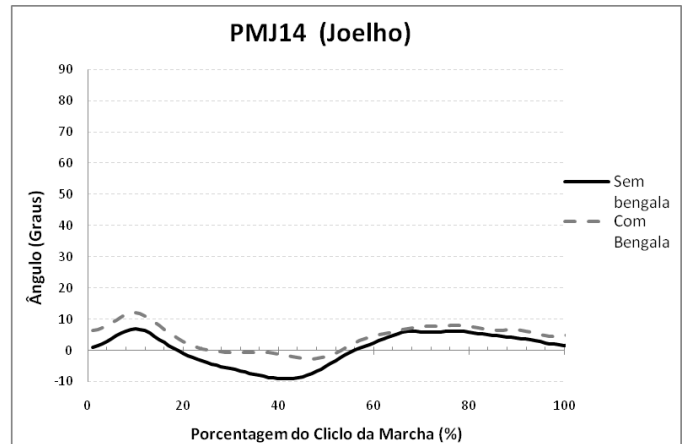
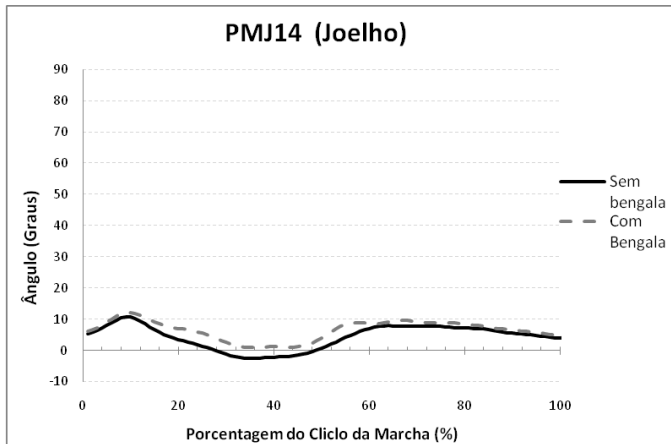
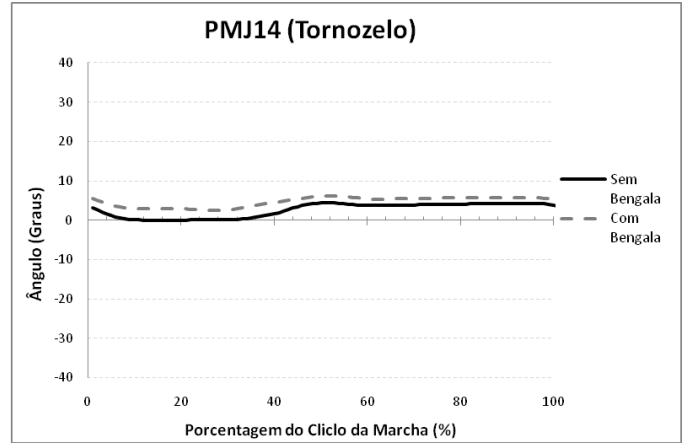


### PMJ14

#### VELOCIDADE HABITUAL



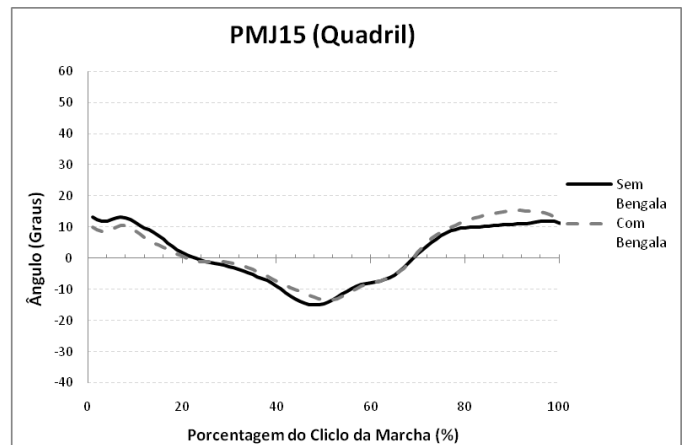
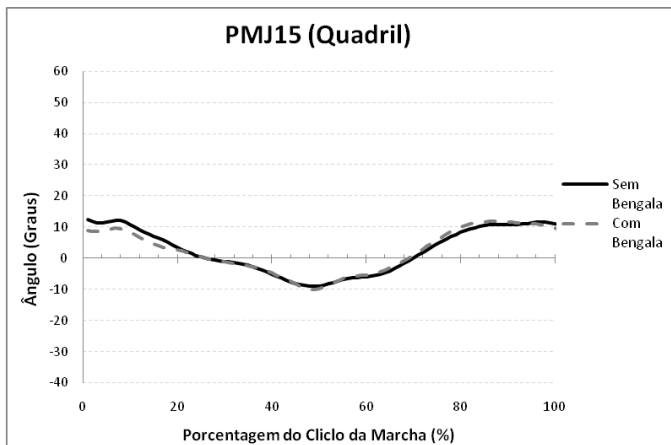
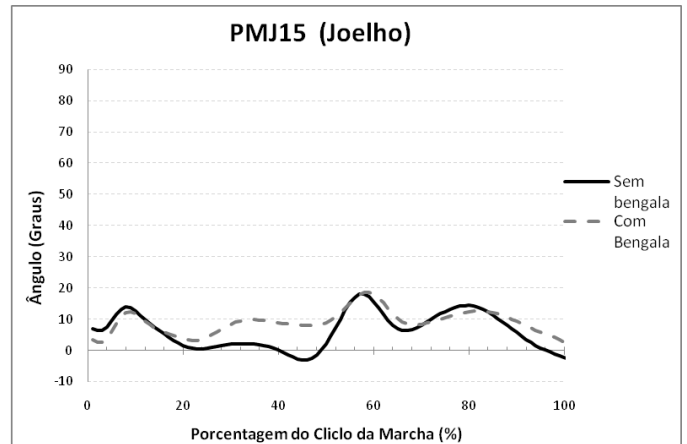
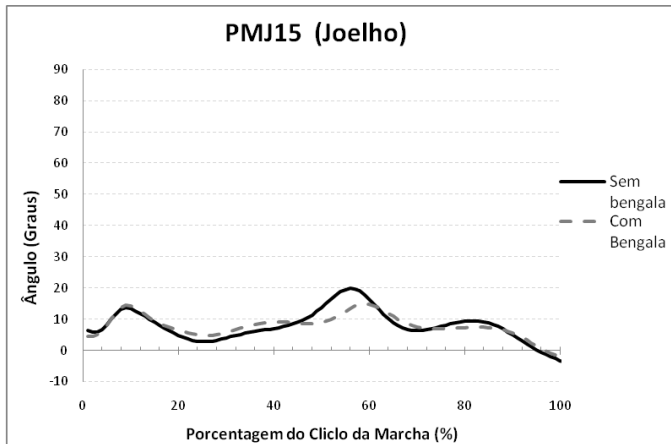
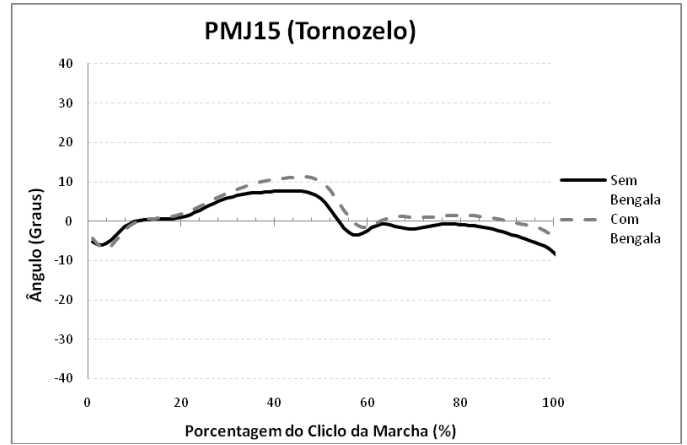
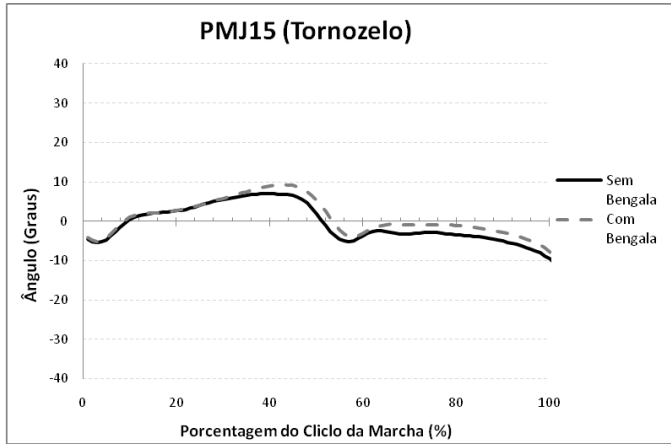
#### VELOCIDADE MÁXIMA



**PMJ15**

**VELOCIDADE HABITUAL**

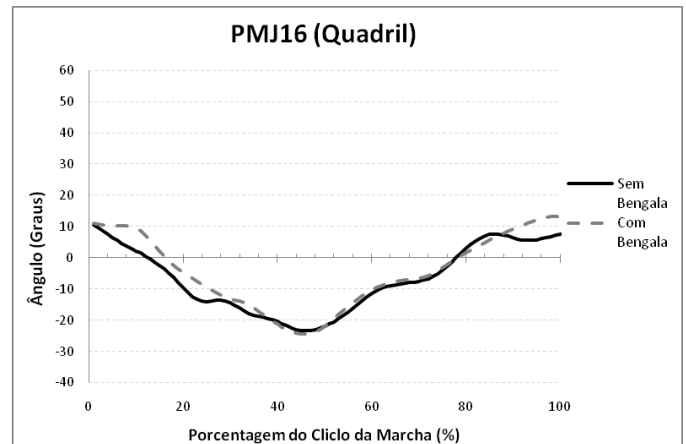
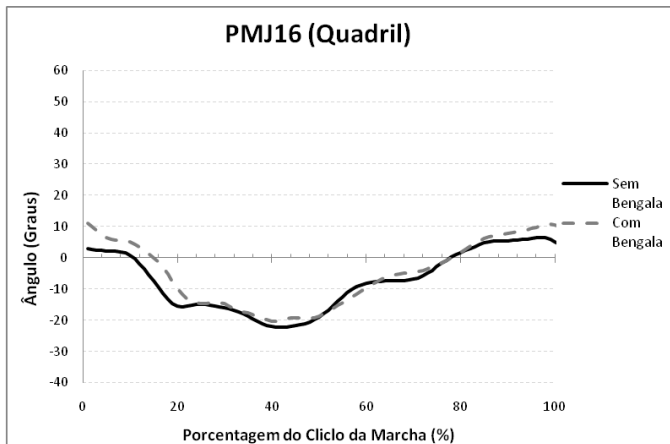
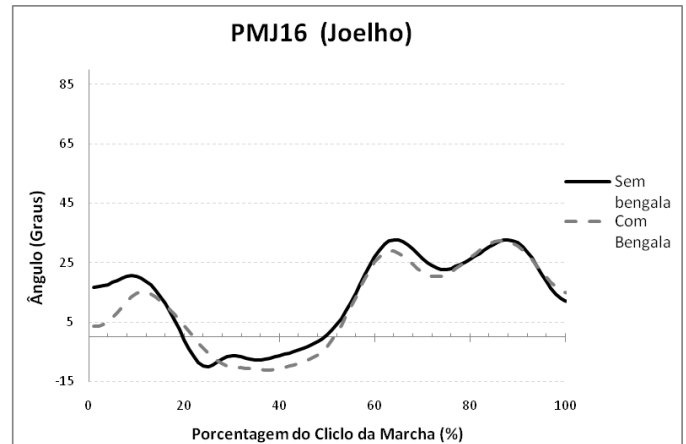
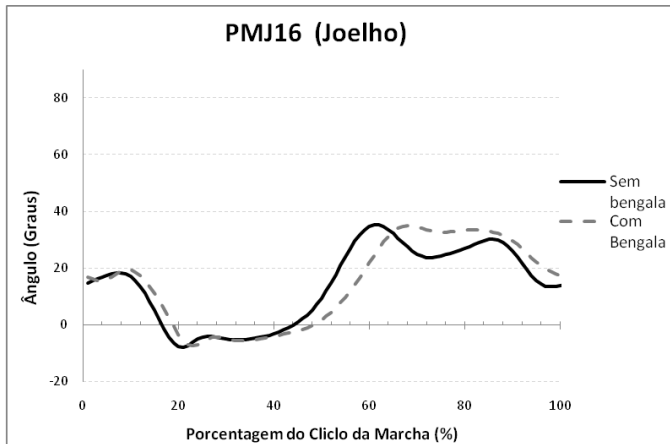
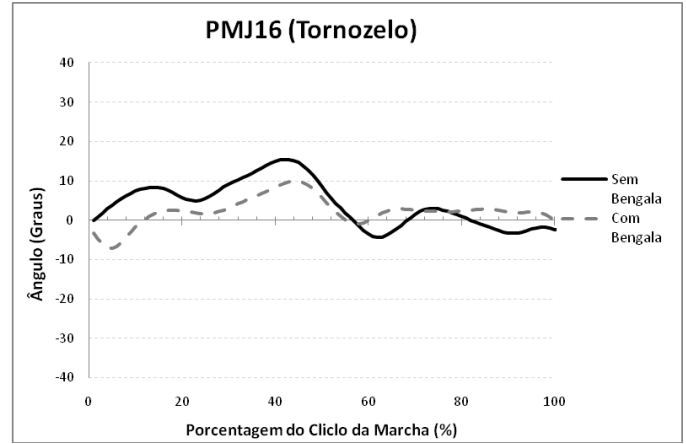
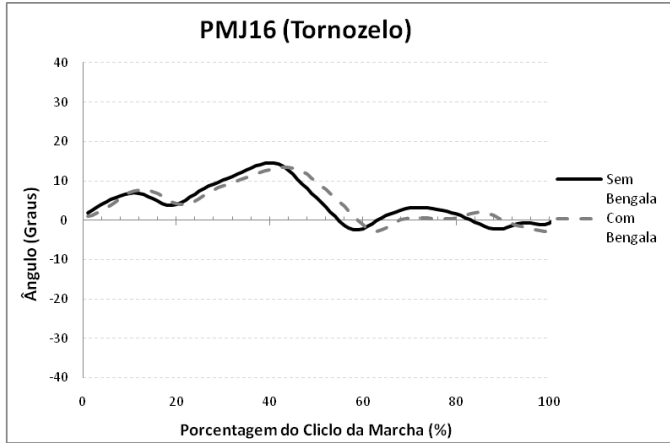
**VELOCIDADE MÁXIMA**



**PMJ16**

**VELOCIDADE HABITUAL**

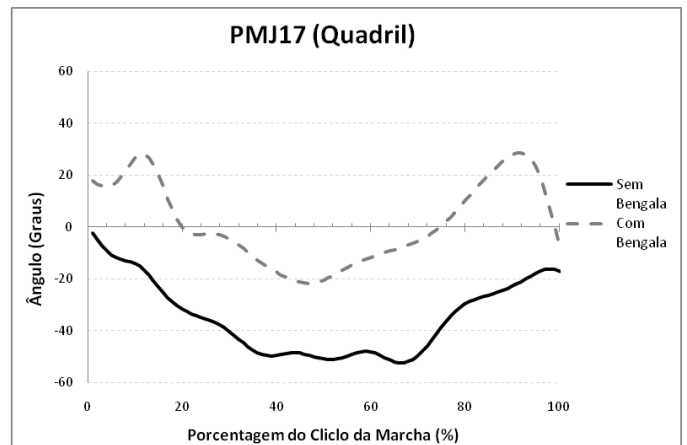
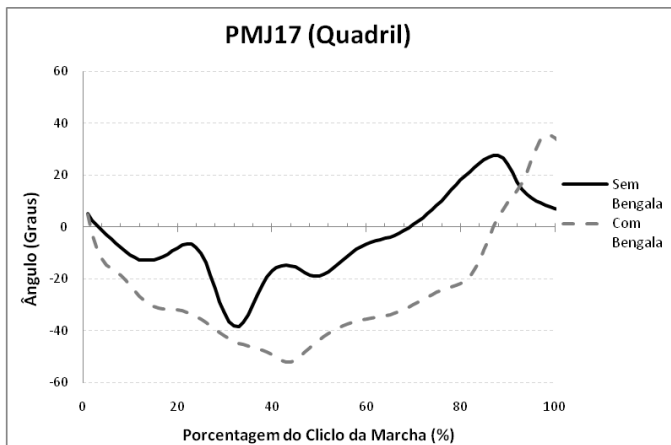
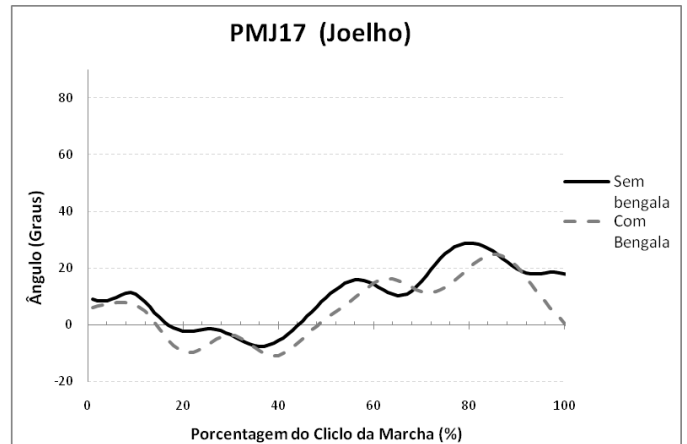
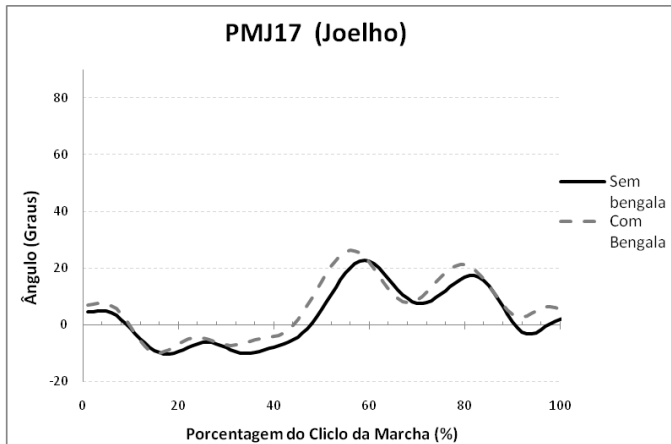
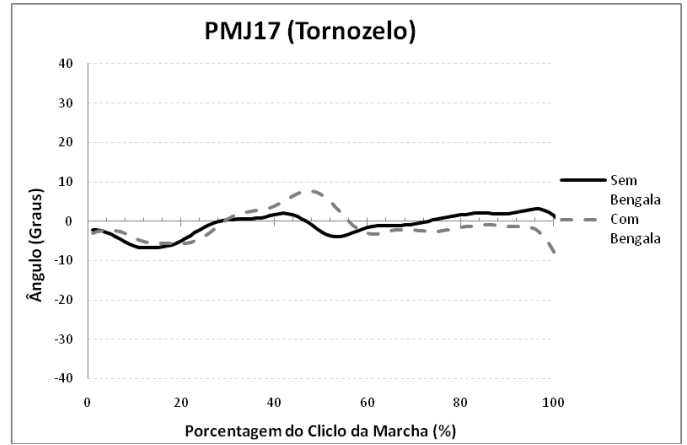
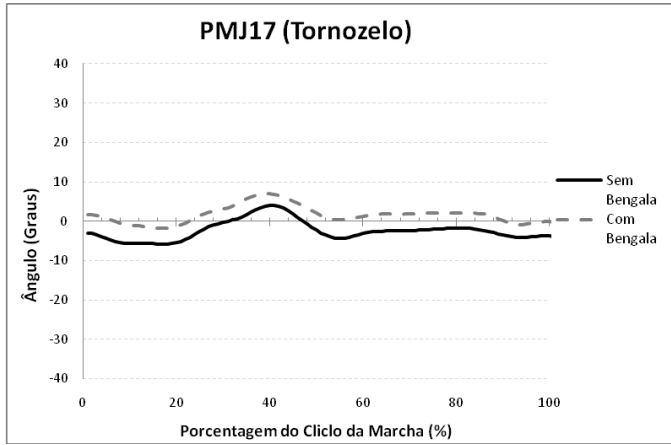
**VELOCIDADE MÁXIMA**



**PMJ17**

**VELOCIDADE HABITUAL**

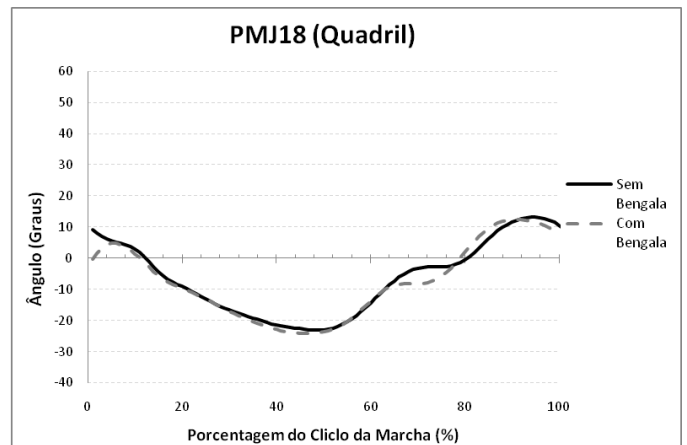
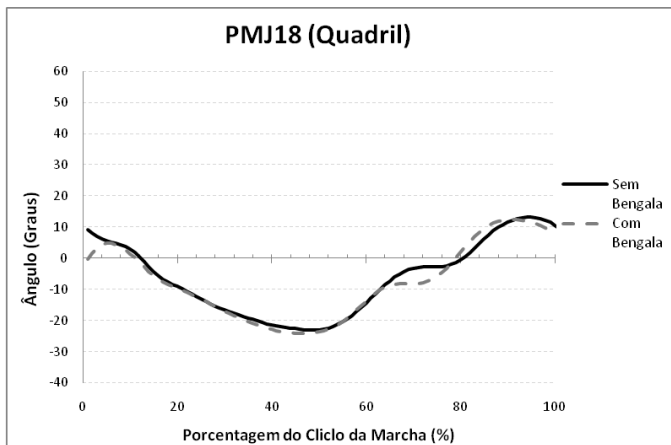
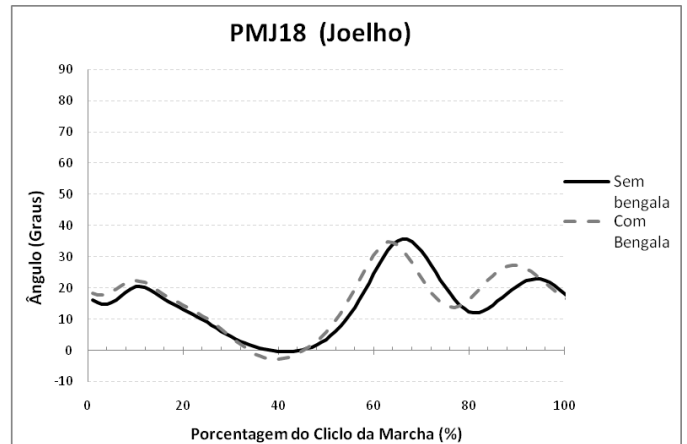
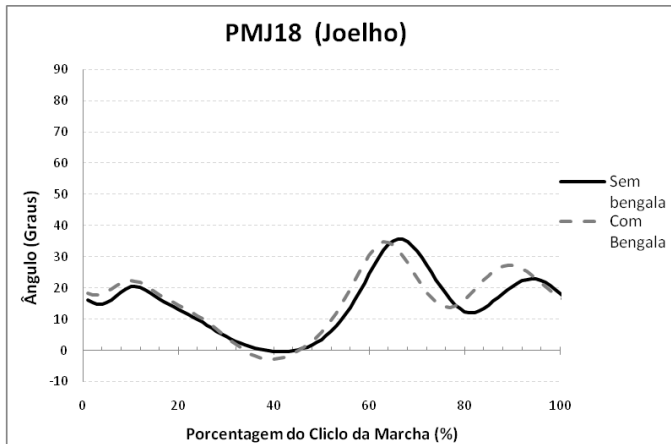
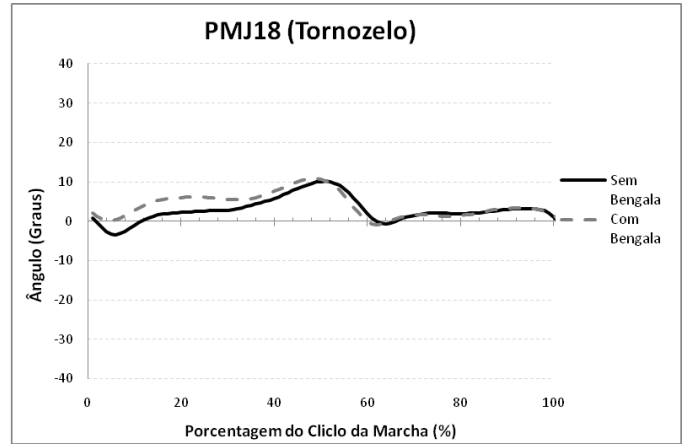
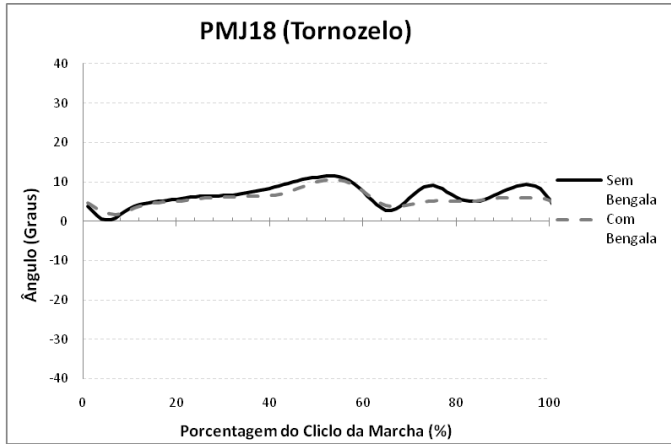
**VELOCIDADE MÁXIMA**



**PMJ18**

**VELOCIDADE HABITUAL**

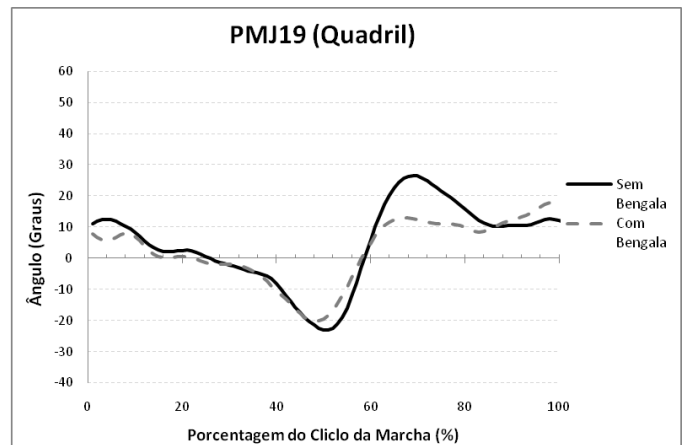
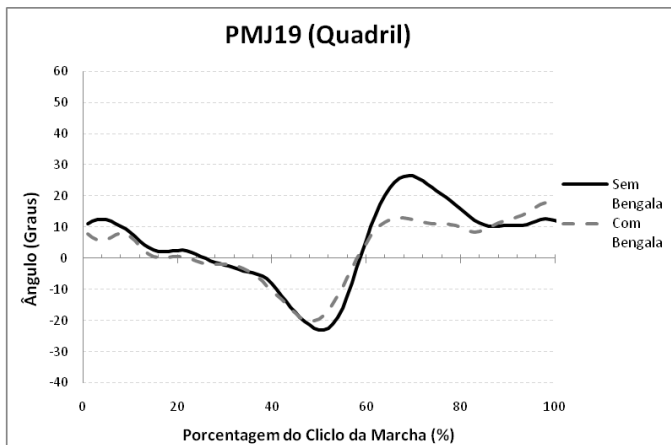
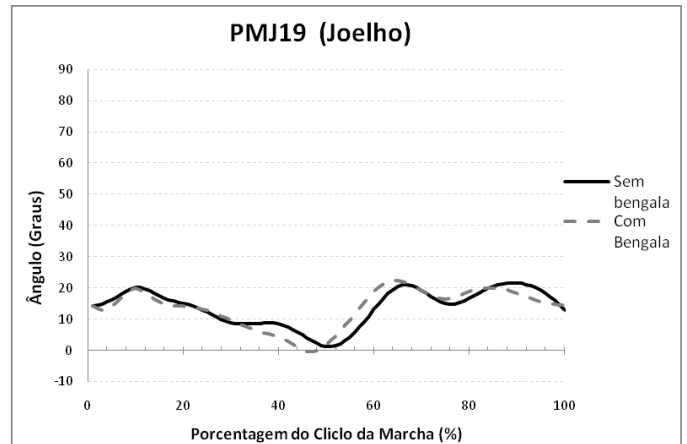
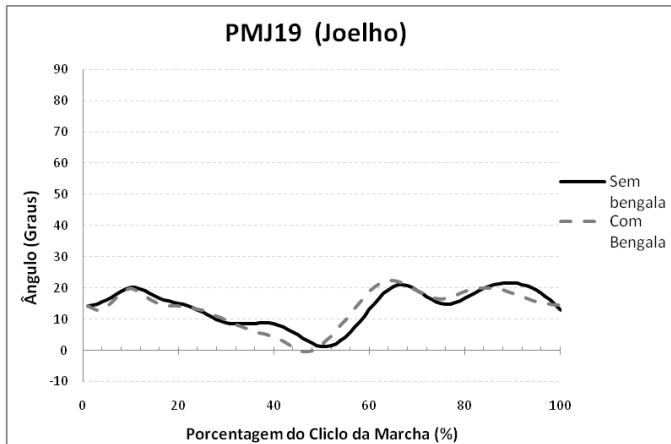
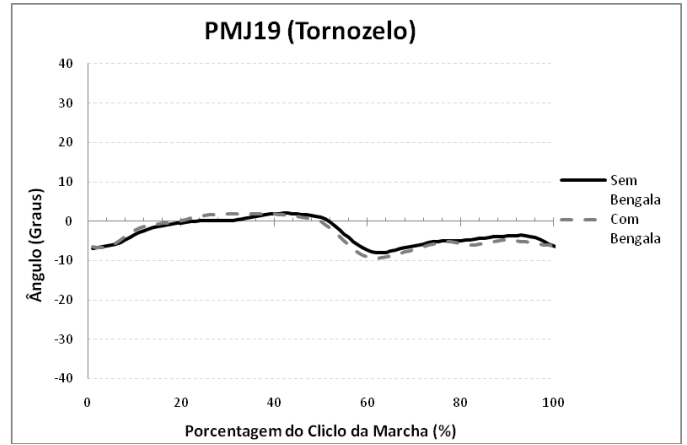
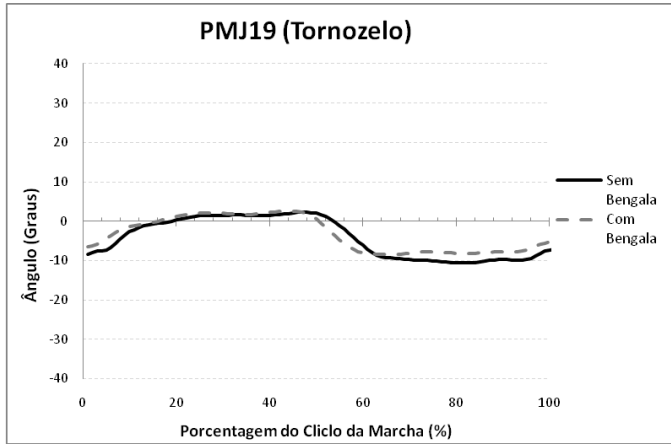
**VELOCIDADE MÁXIMA**



**PMJ19**

**VELOCIDADE HABITUAL**

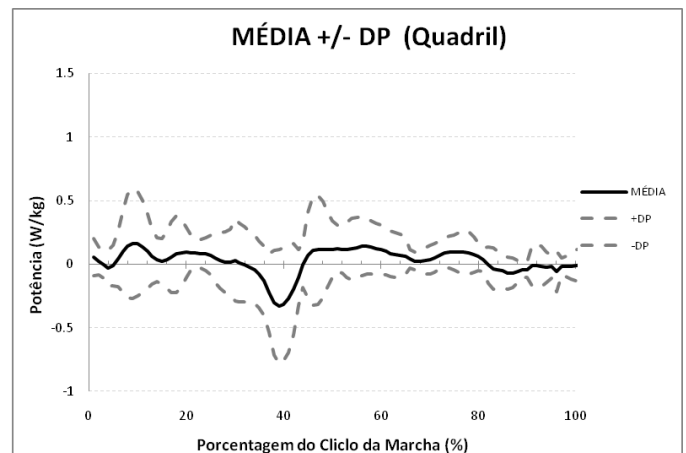
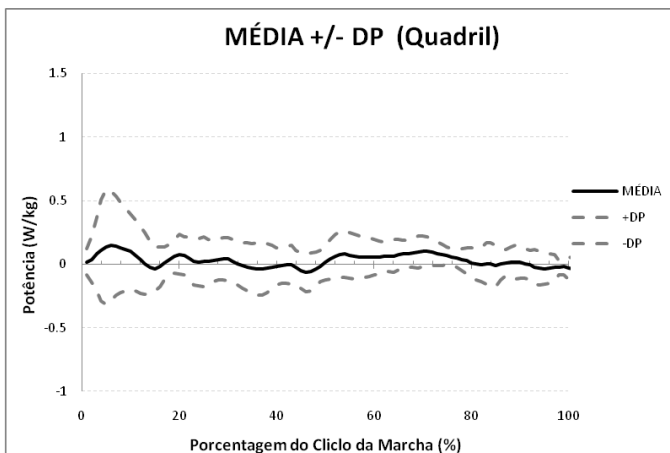
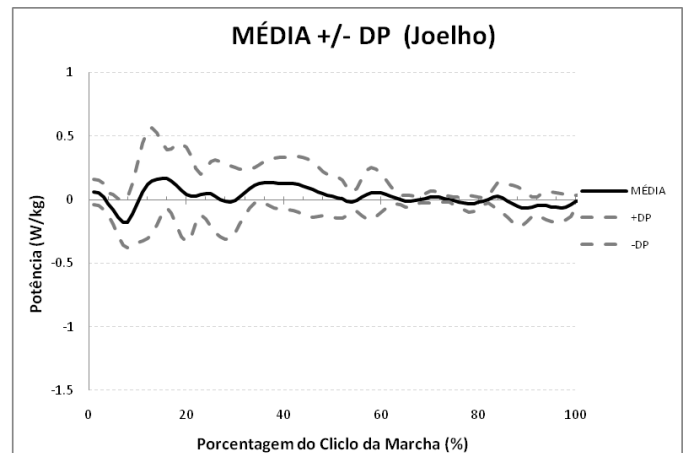
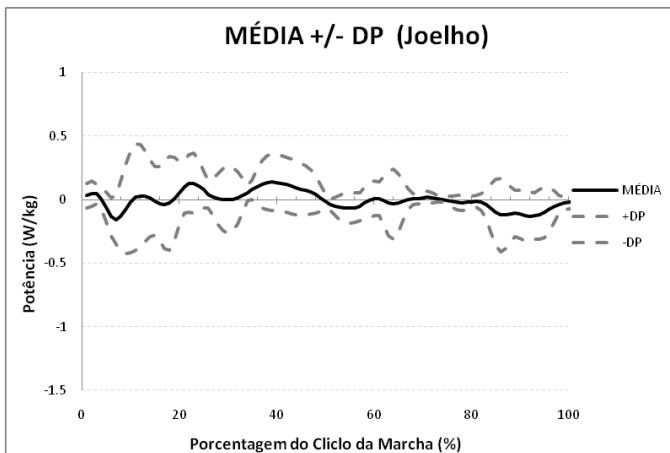
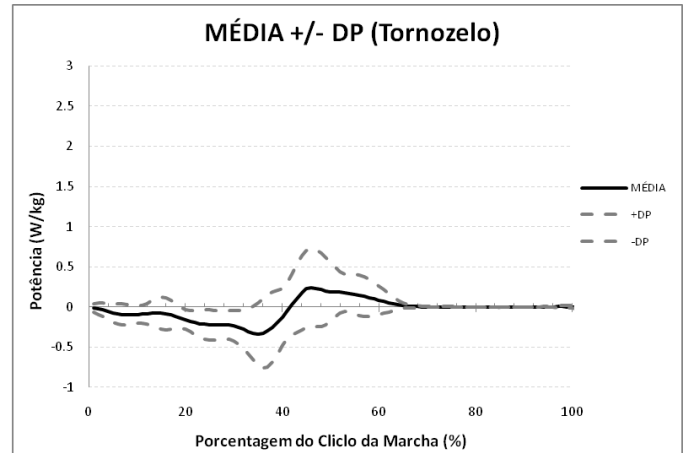
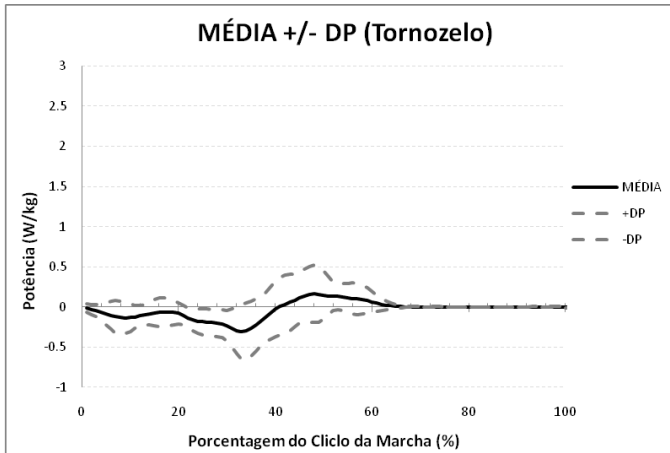
**VELOCIDADE MÁXIMA**



APÊNDICE D- Perfis Cinéticos

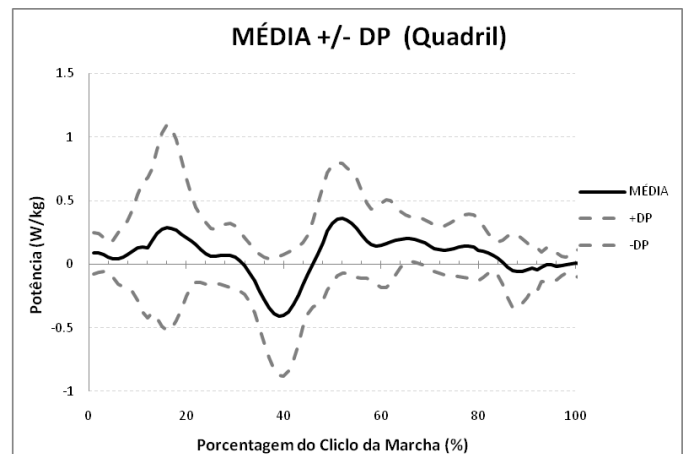
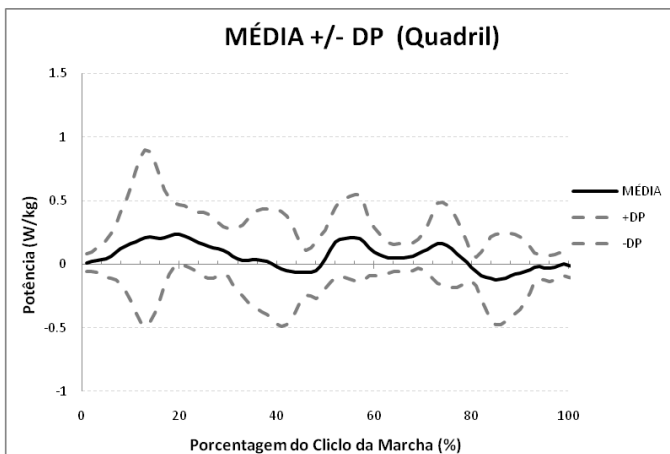
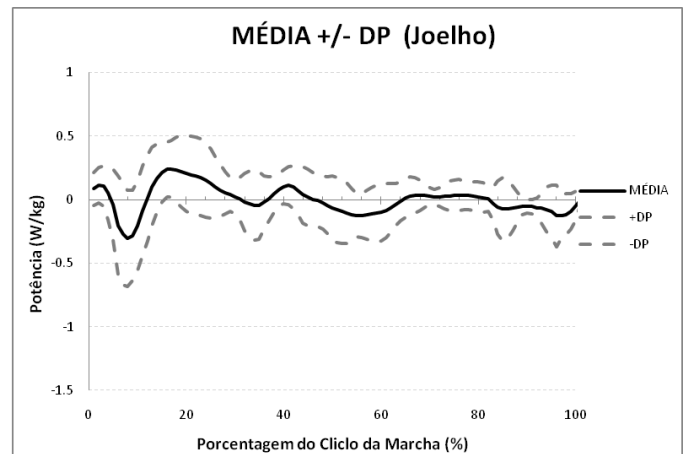
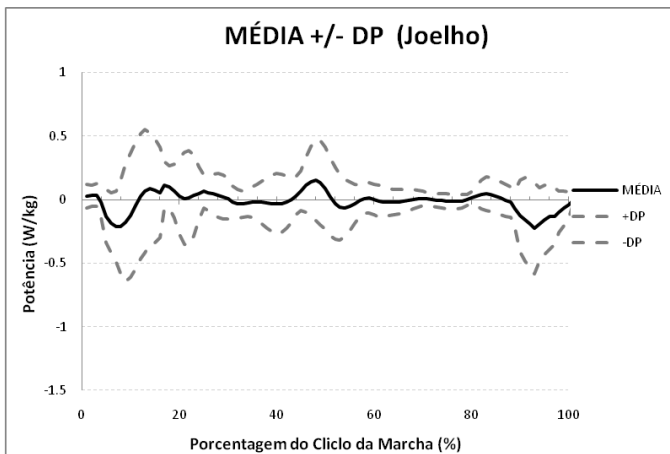
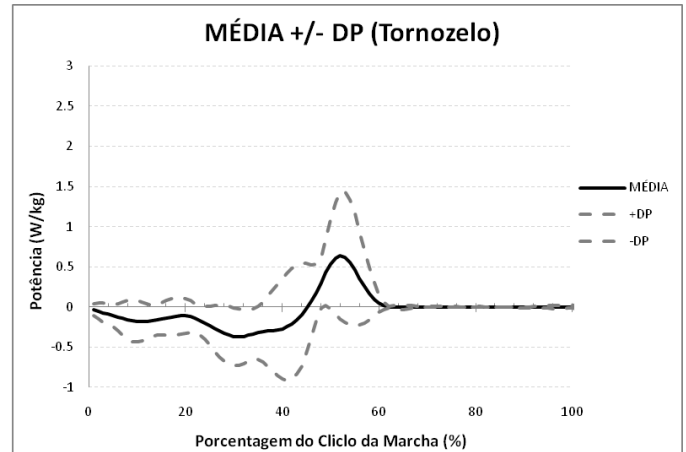
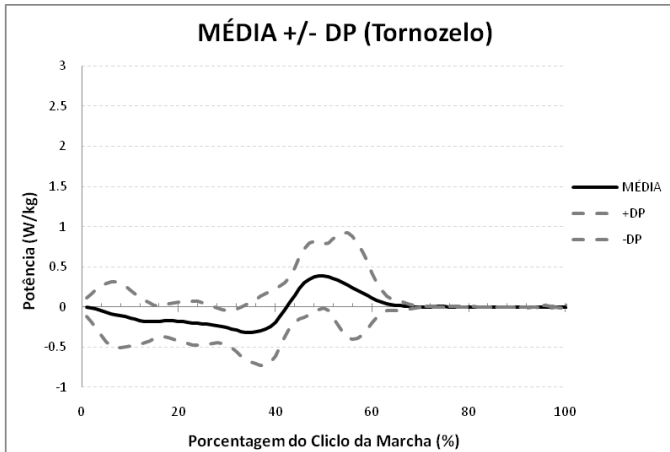
VELOCIDADE HABITUAL SEM BENGALA

VELOCIDADE HABITUAL COM BENGALA



### VELOCIDADE MÁXIMA SEM BENGALA

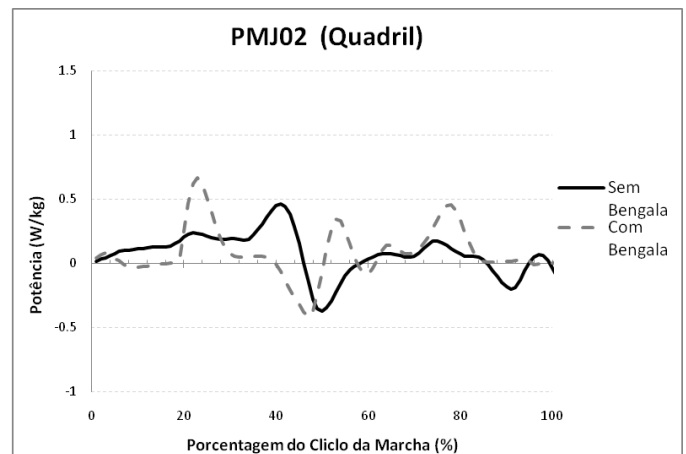
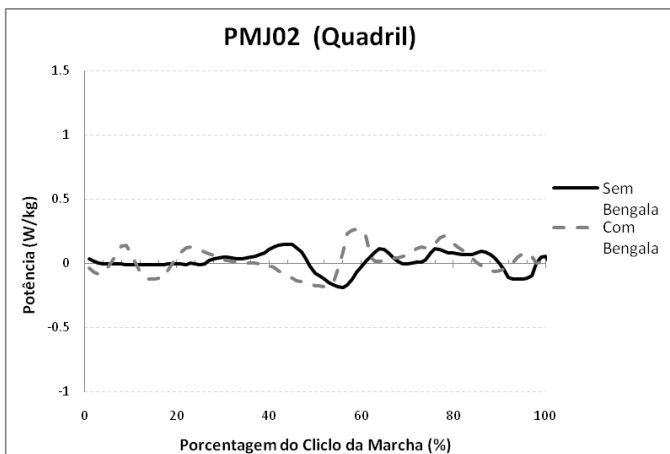
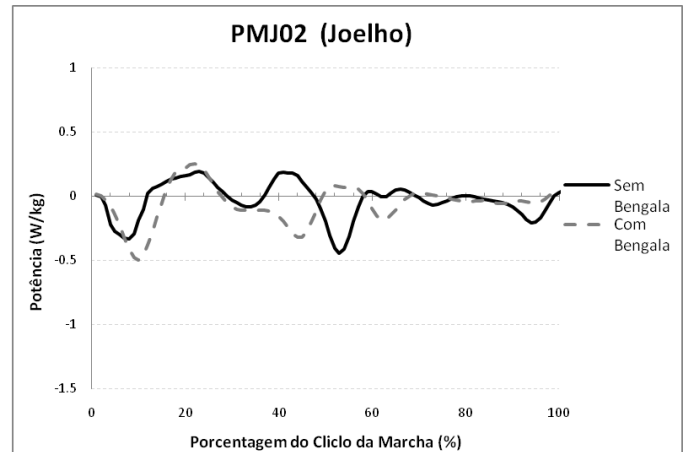
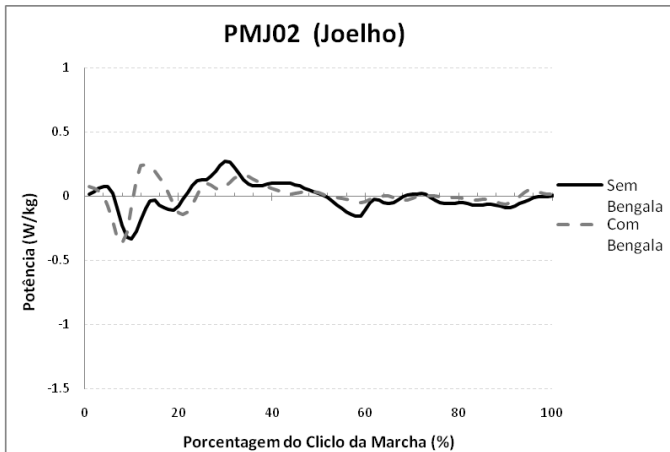
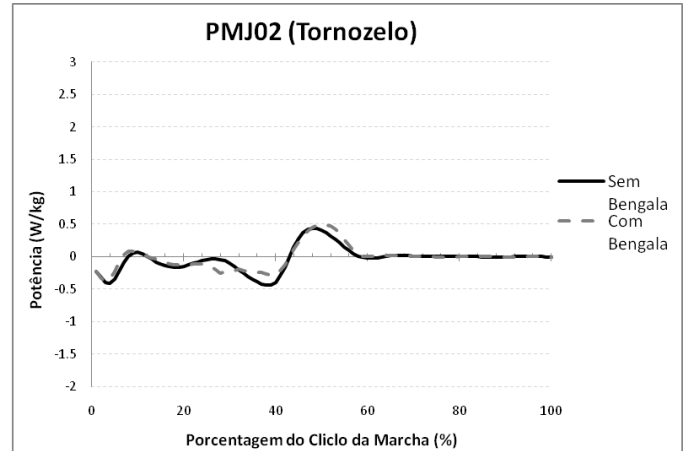
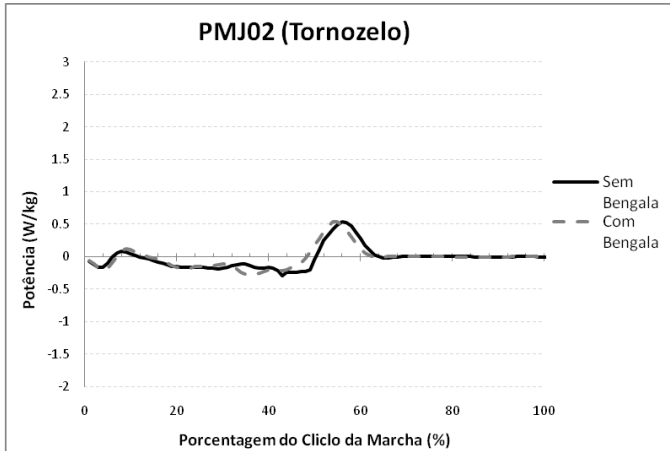
### VELOCIDADE MÁXIMA COM BENGALA



**PMJ02**

**VELOCIDADE HABITUAL**

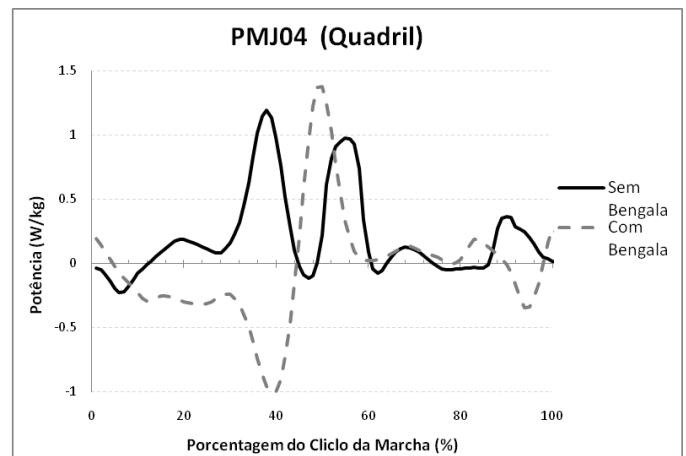
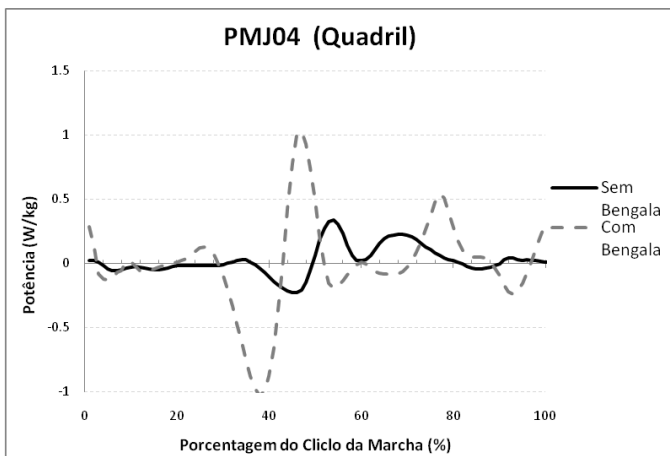
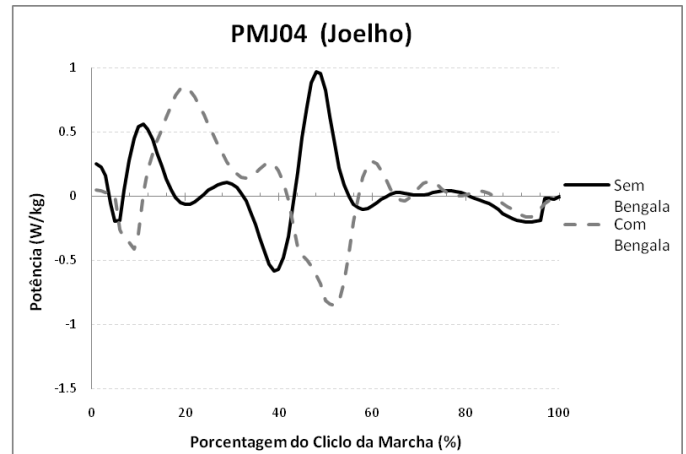
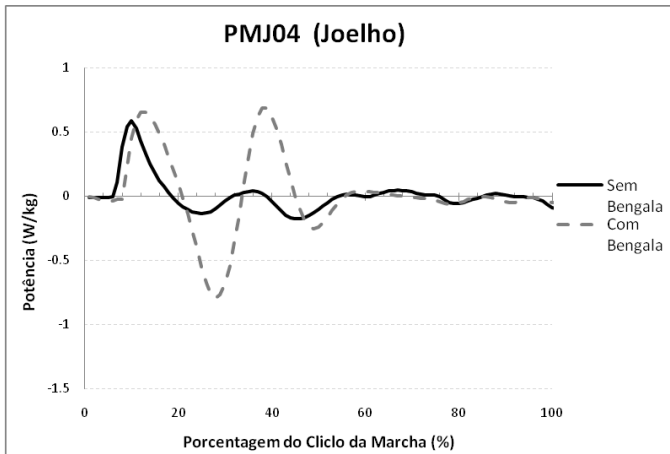
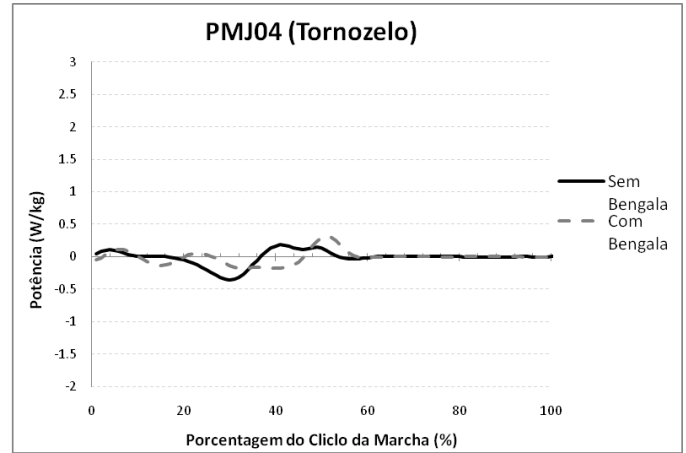
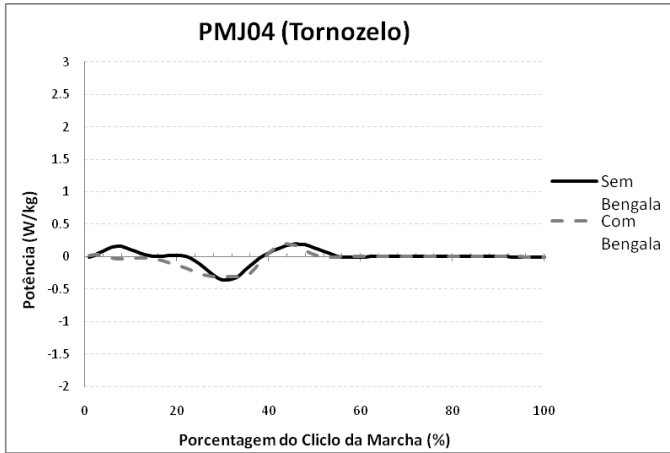
**VELOCIDADE MÁXIMA**



**PMJ04**

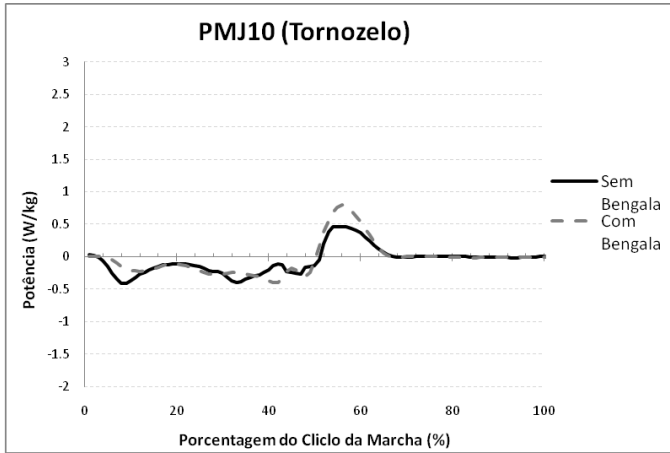
**VELOCIDADE HABITUAL**

**VELOCIDADE MÁXIMA**

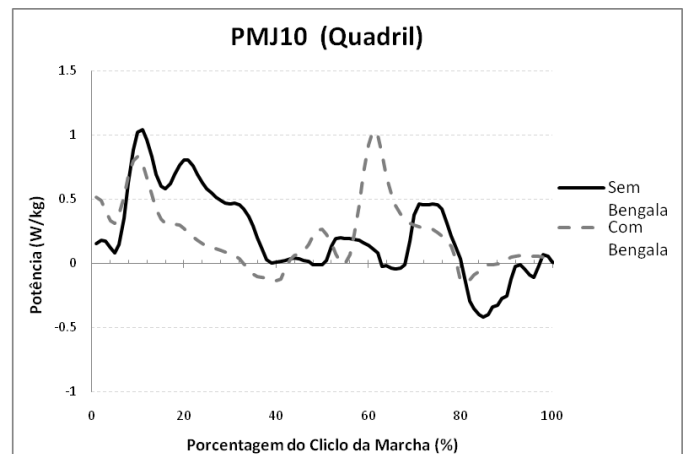
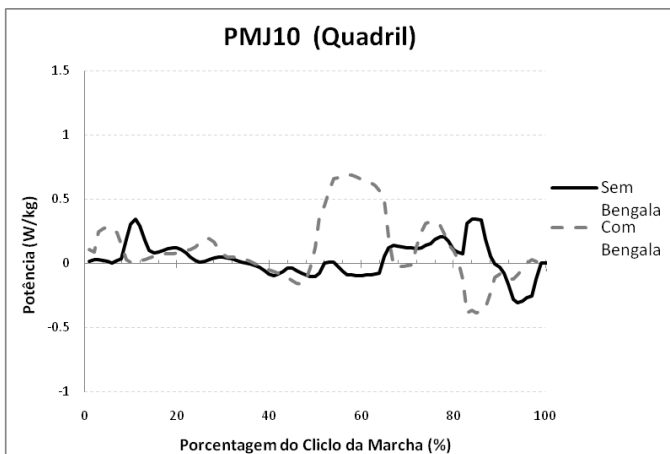
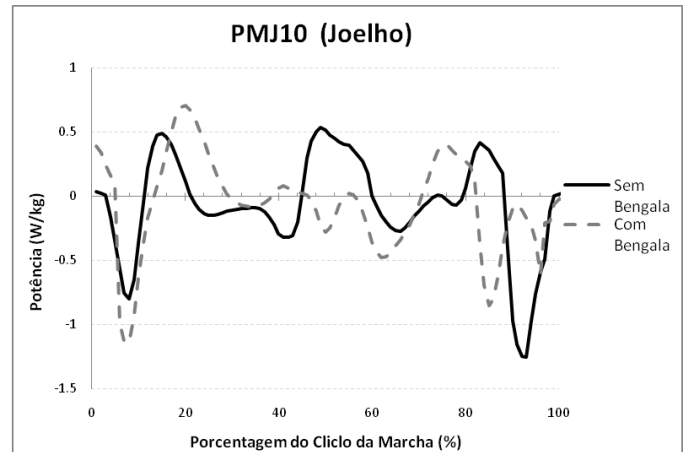
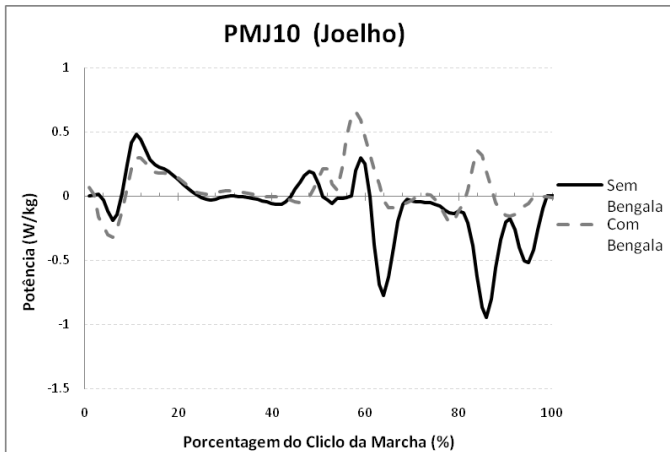
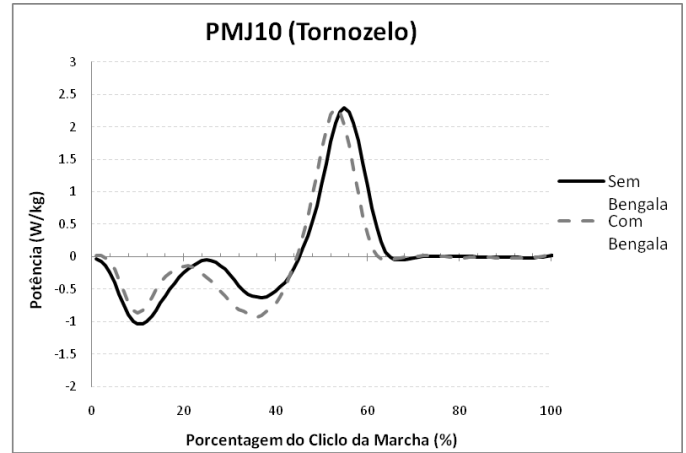


**PMJ10**

**VELOCIDADE HABITUAL**



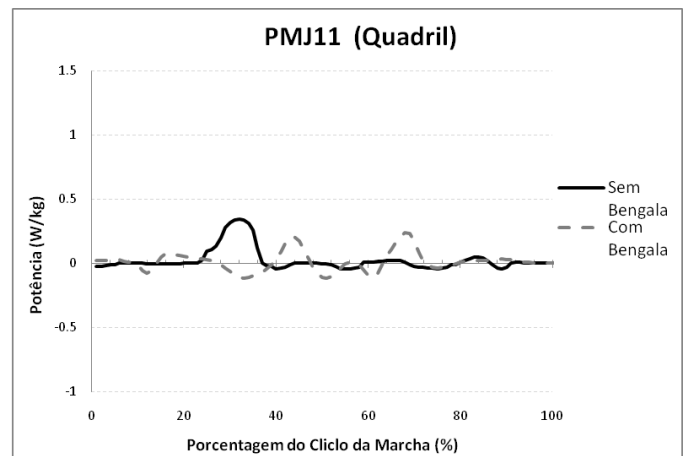
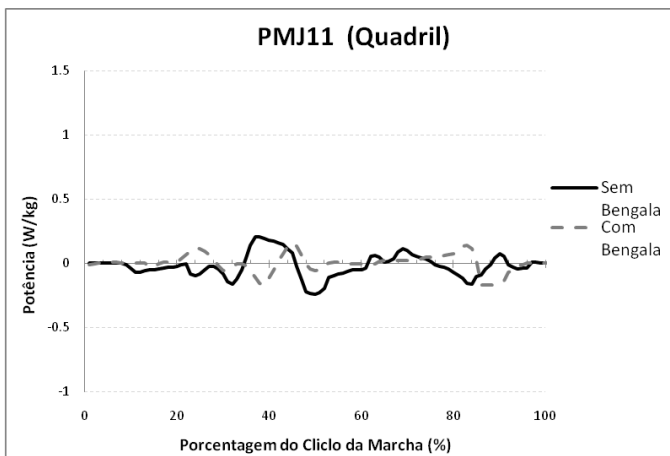
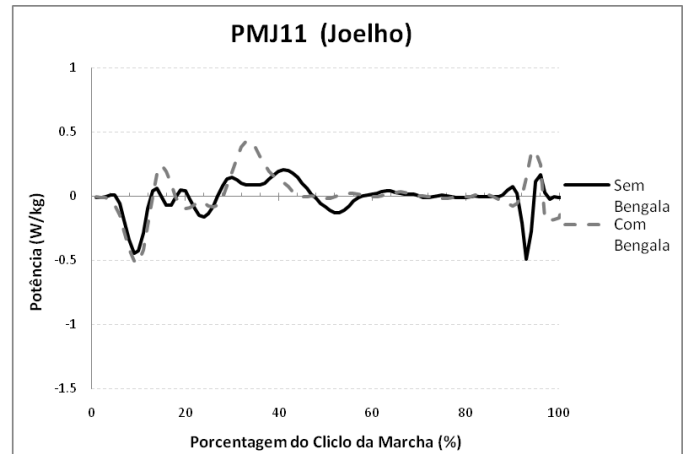
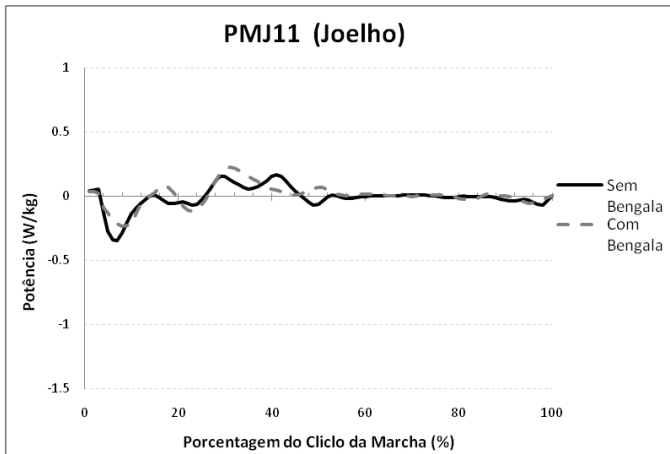
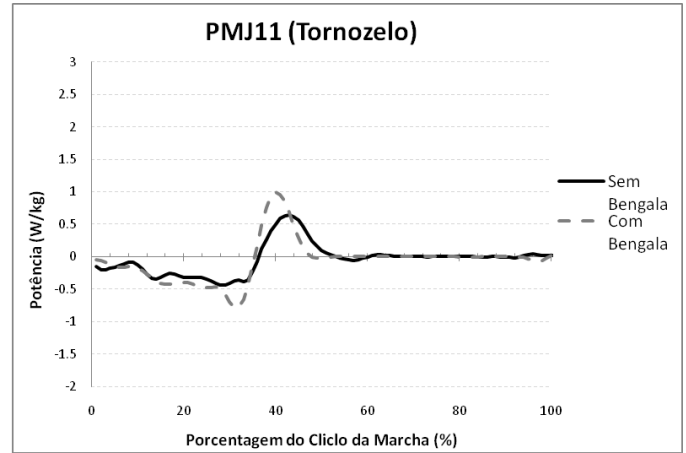
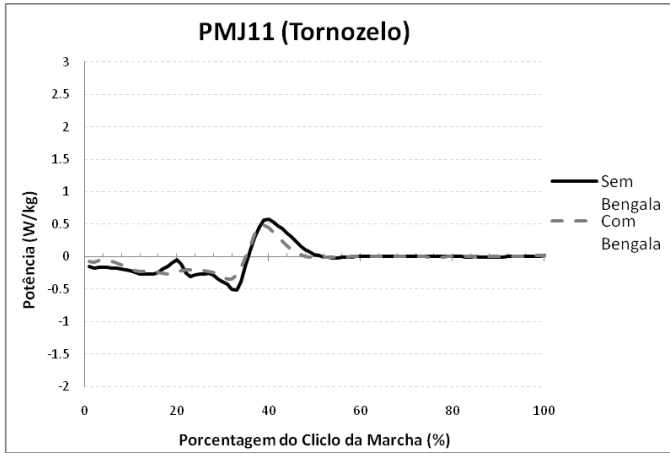
**VELOCIDADE MÁXIMA**



**PMJ11**

**VELOCIDADE HABITUAL**

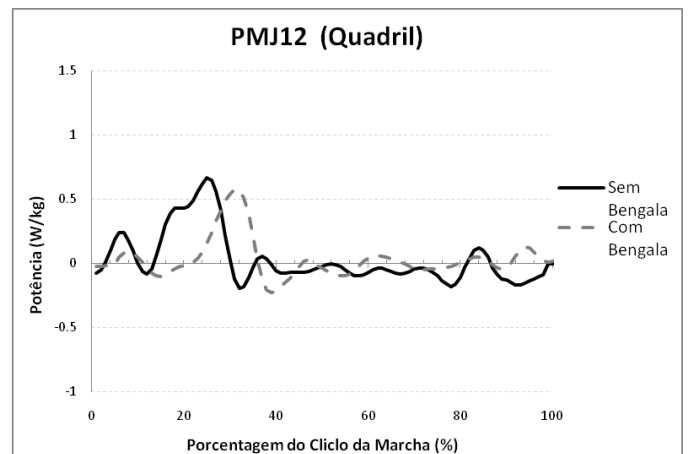
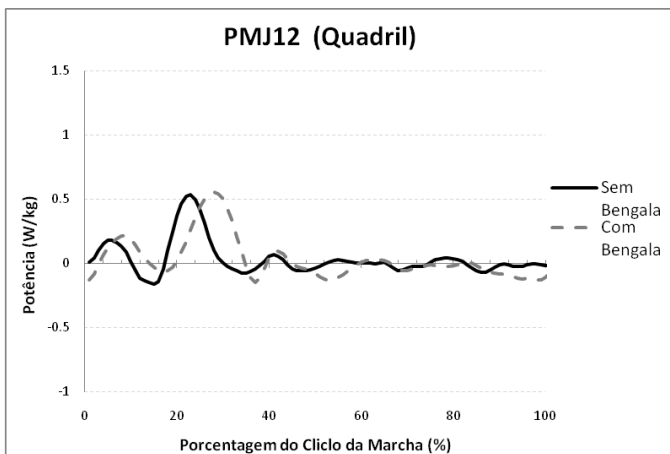
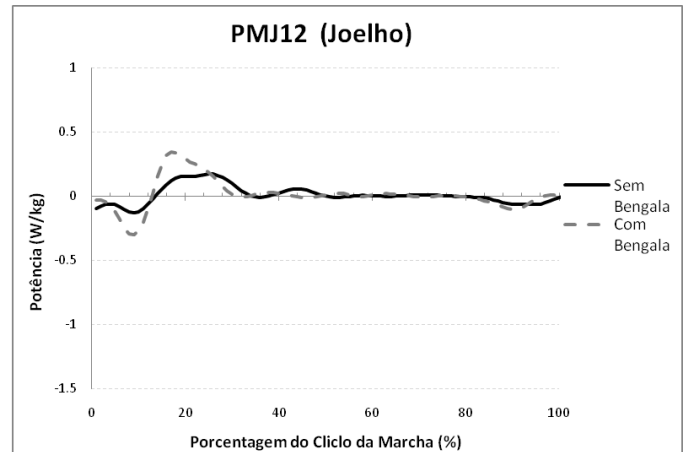
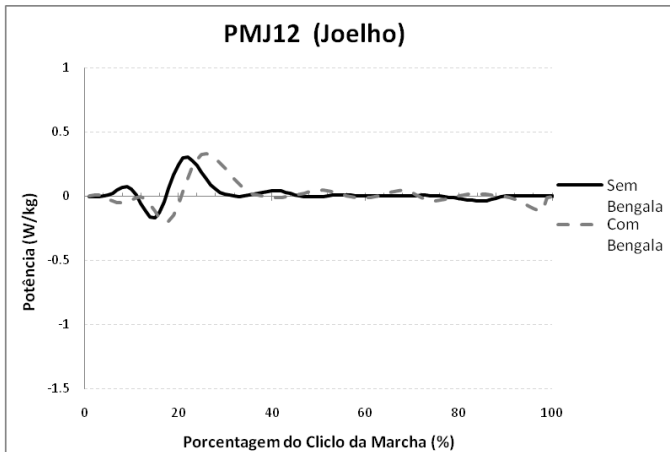
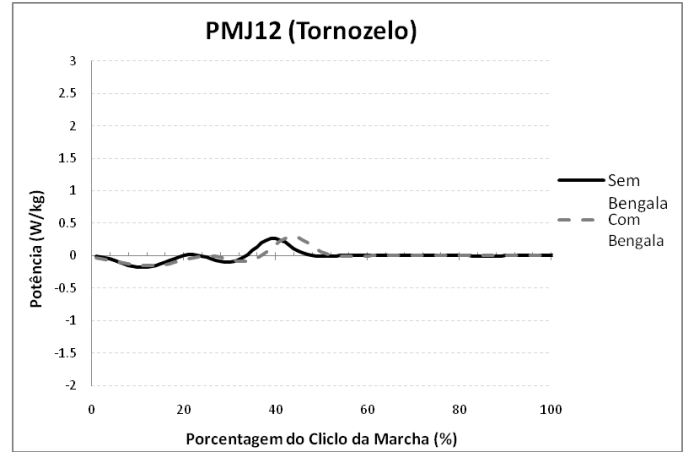
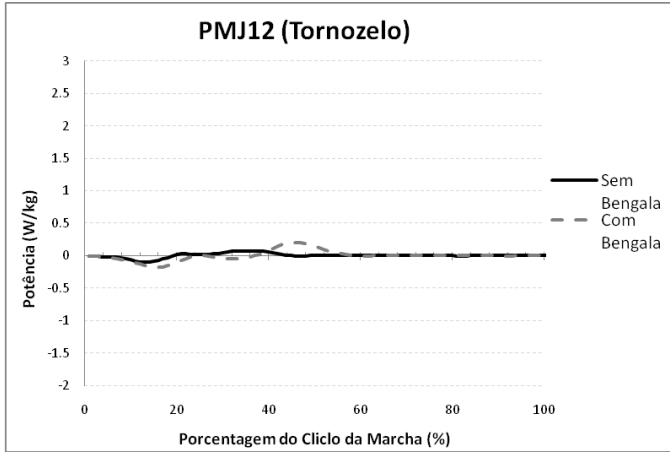
**VELOCIDADE MÁXIMA**



**PMJ12**

**VELOCIDADE HABITUAL**

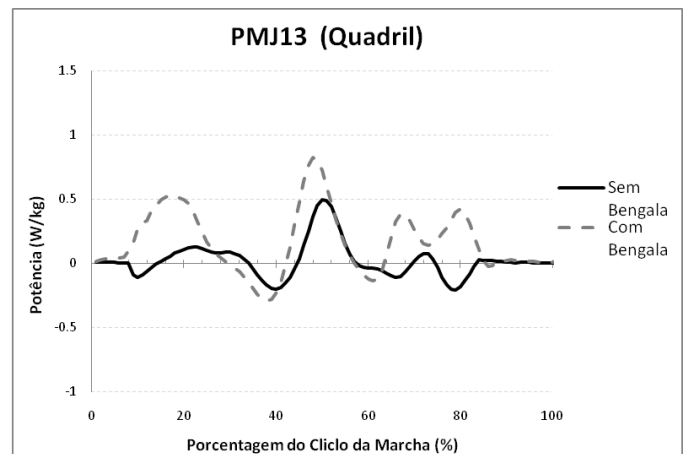
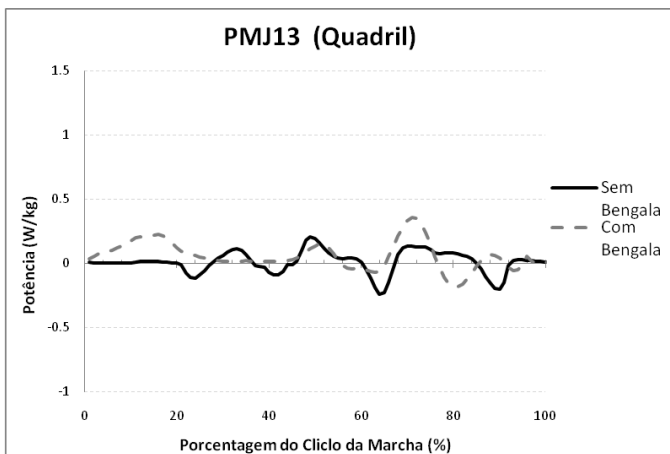
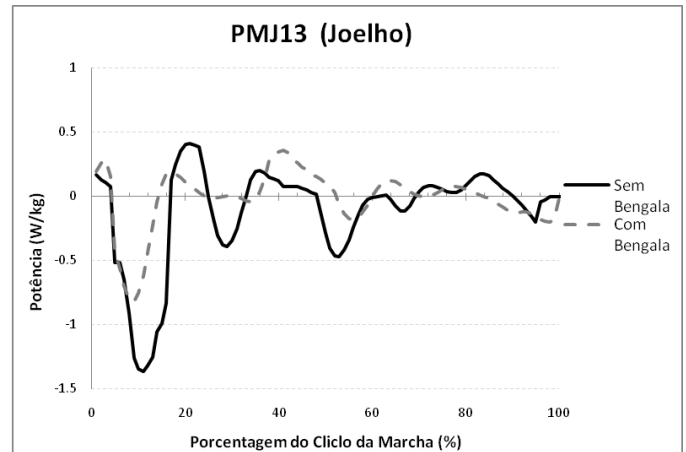
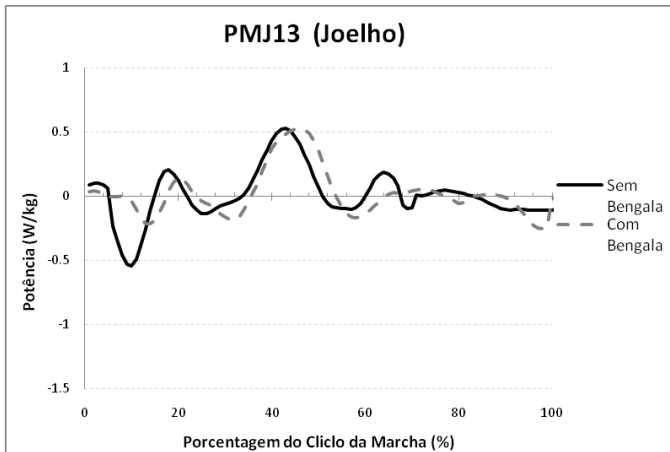
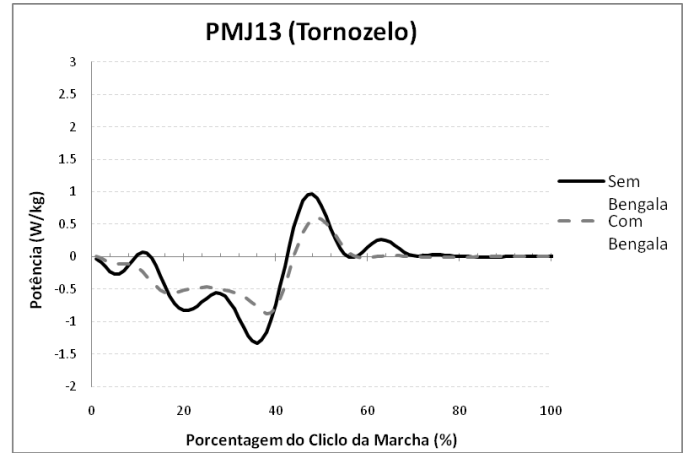
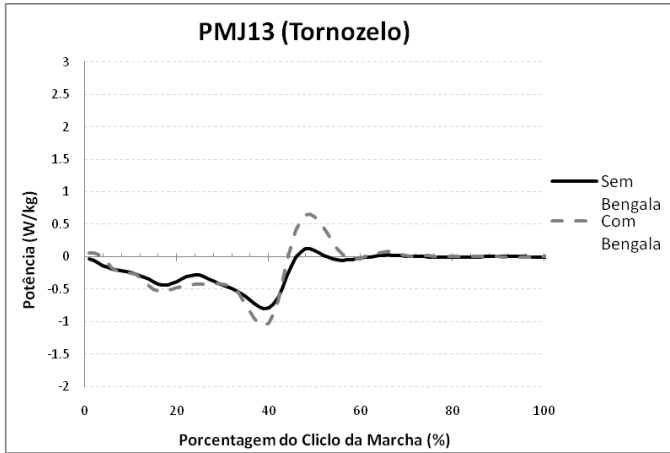
**VELOCIDADE MÁXIMA**



**PMJ13**

**VELOCIDADE HABITUAL**

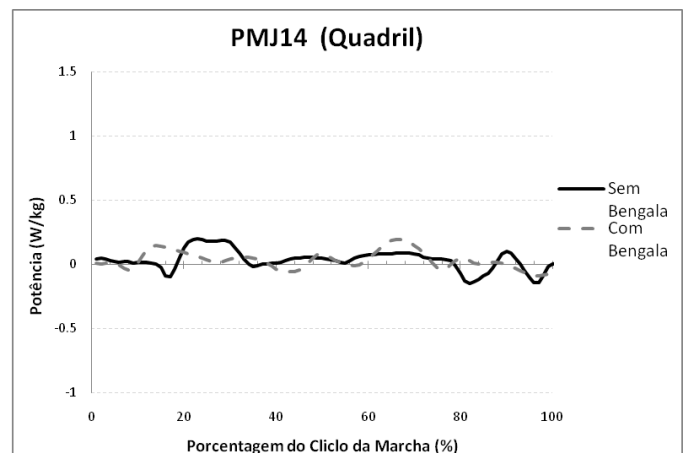
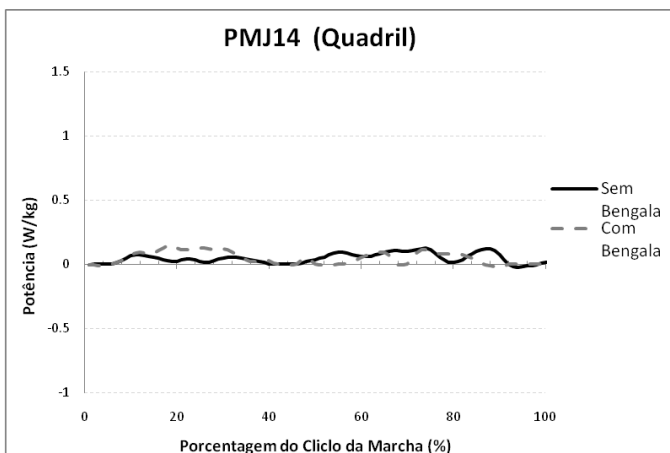
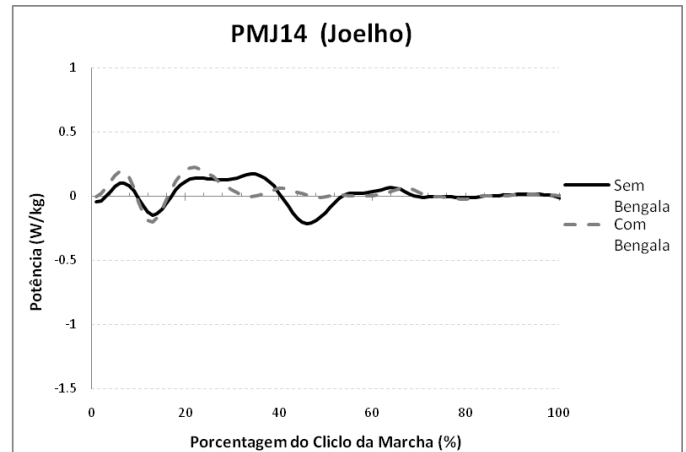
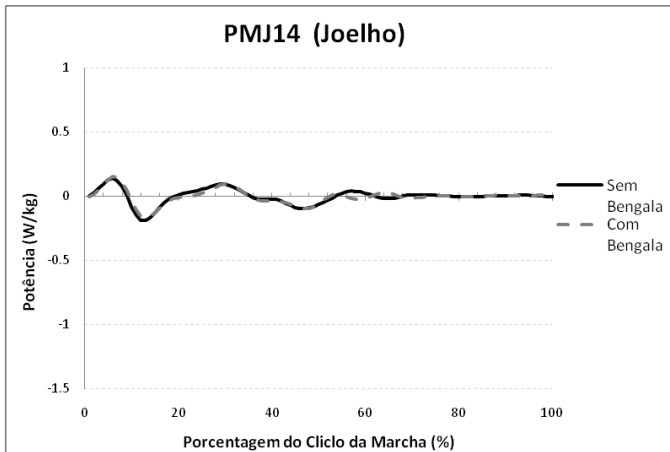
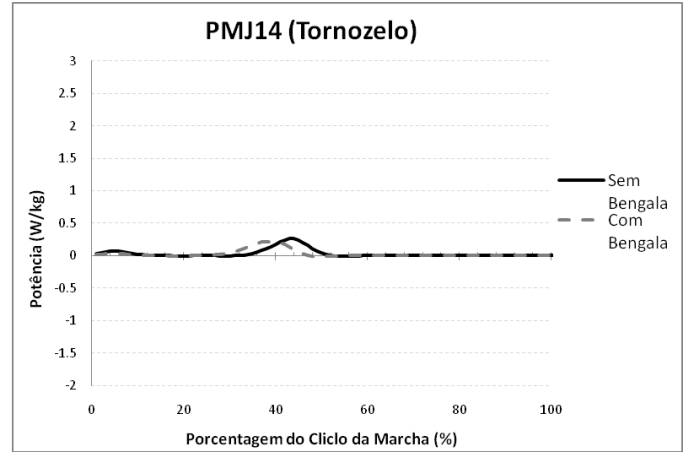
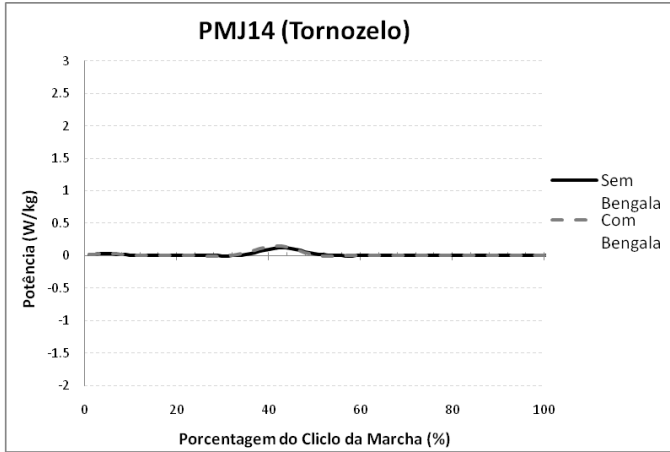
**VELOCIDADE MÁXIMA**



**PMJ14**

**VELOCIDADE HABITUAL**

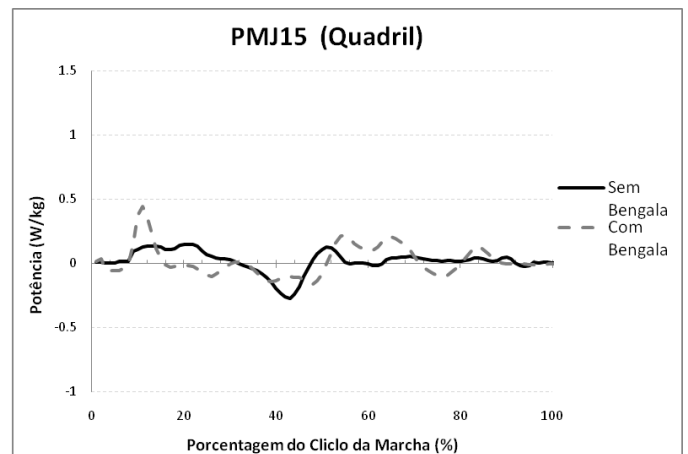
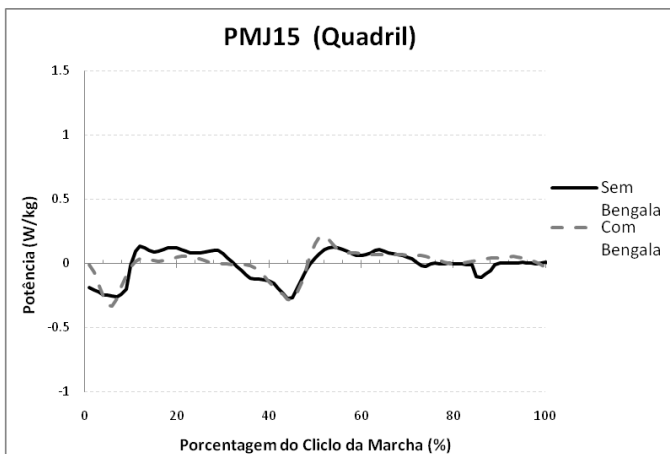
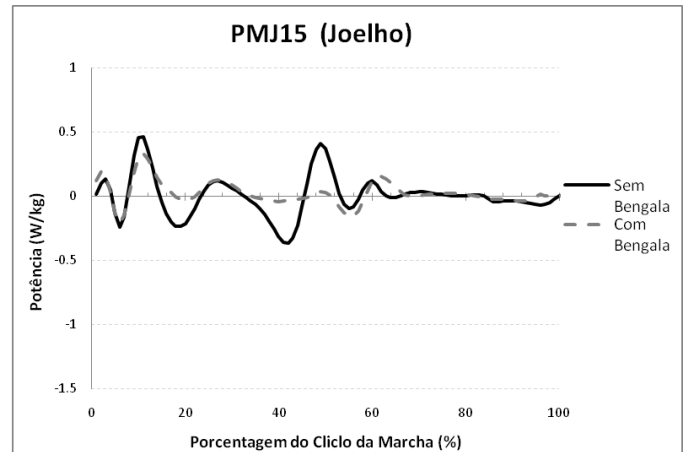
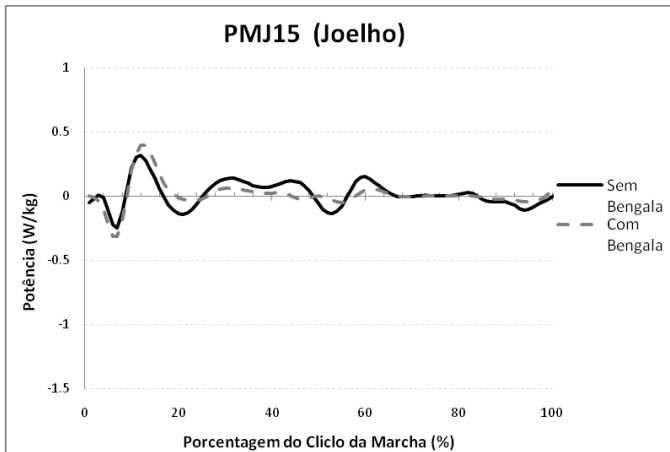
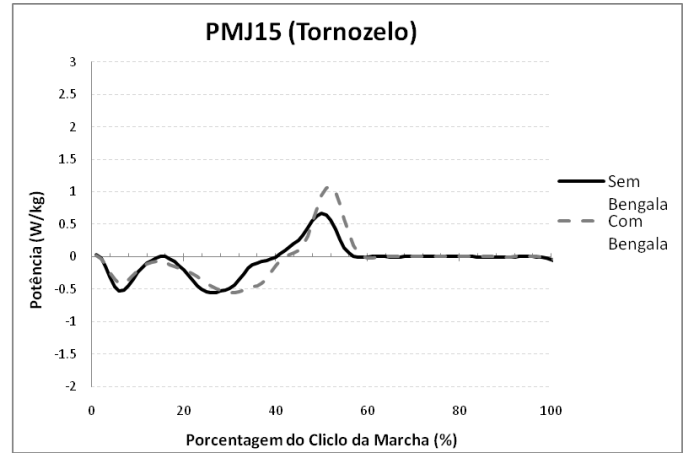
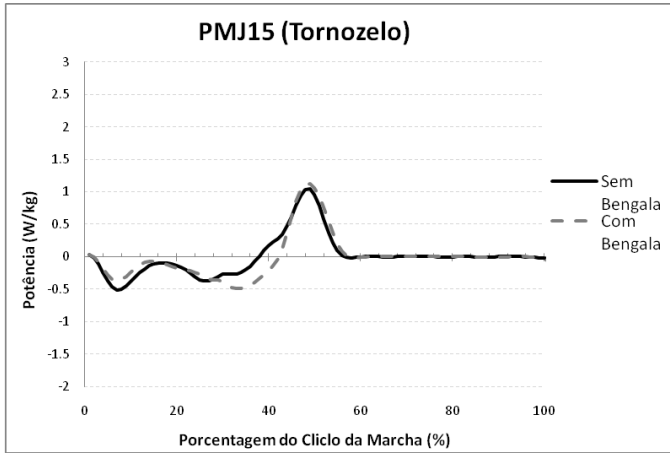
**VELOCIDADE MÁXIMA**



**PMJ15**

**VELOCIDADE HABITUAL**

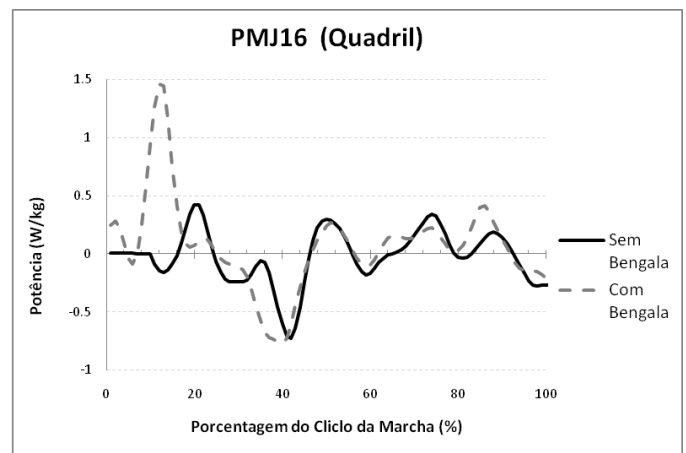
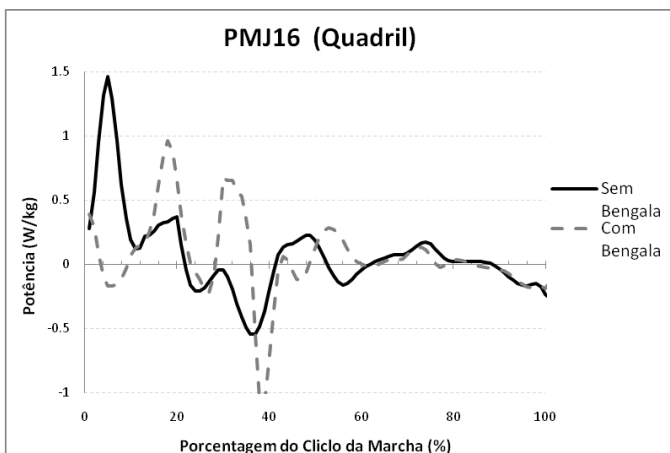
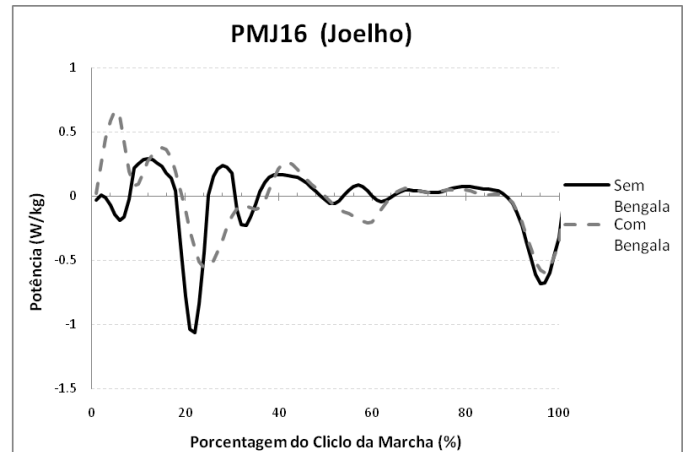
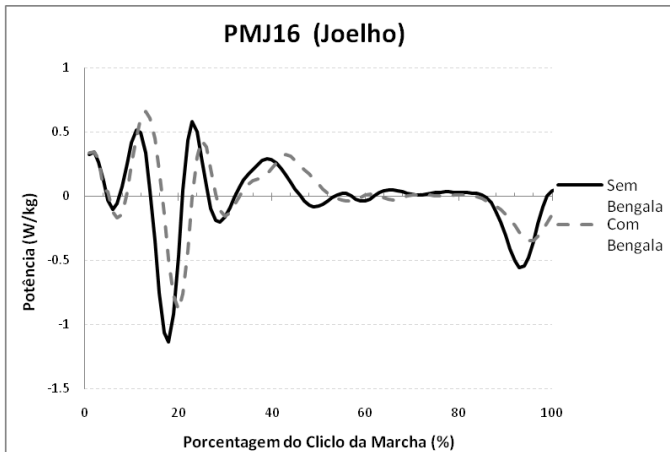
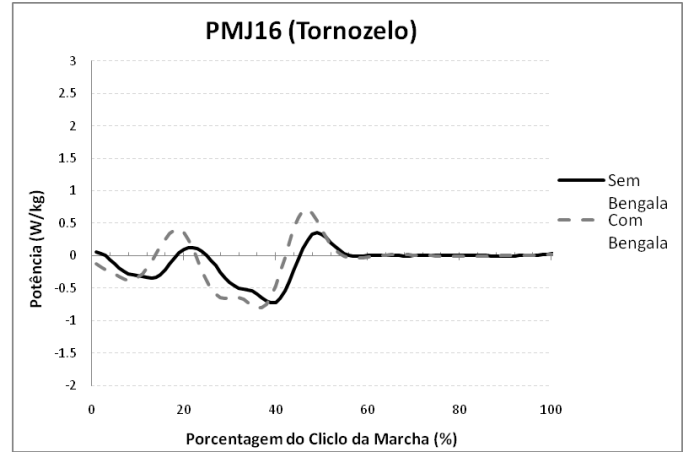
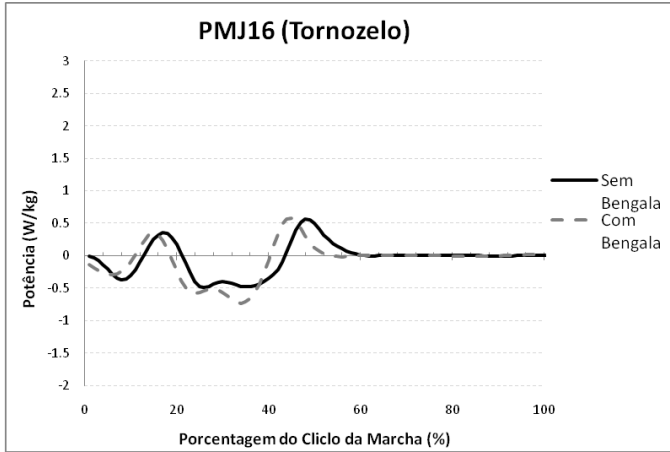
**VELOCIDADE MÁXIMA**



**PMJ16**

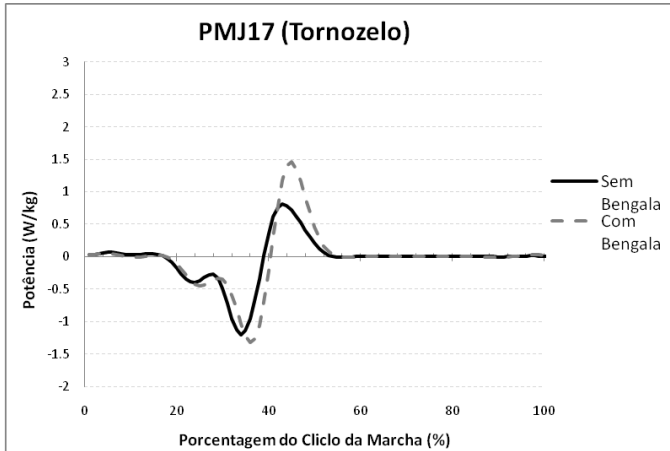
**VELOCIDADE HABITUAL**

**VELOCIDADE MÁXIMA**

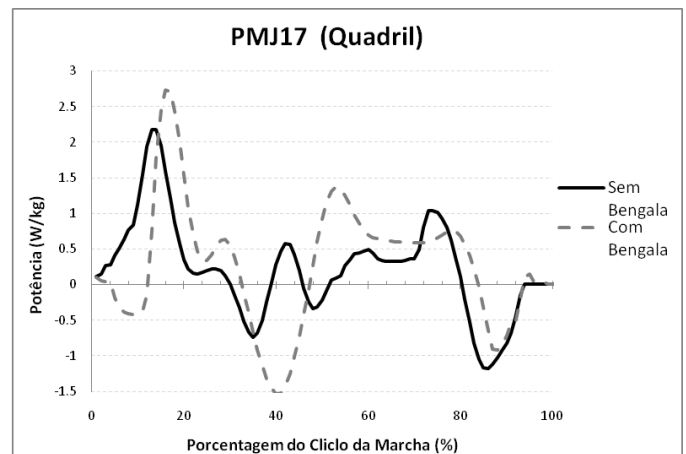
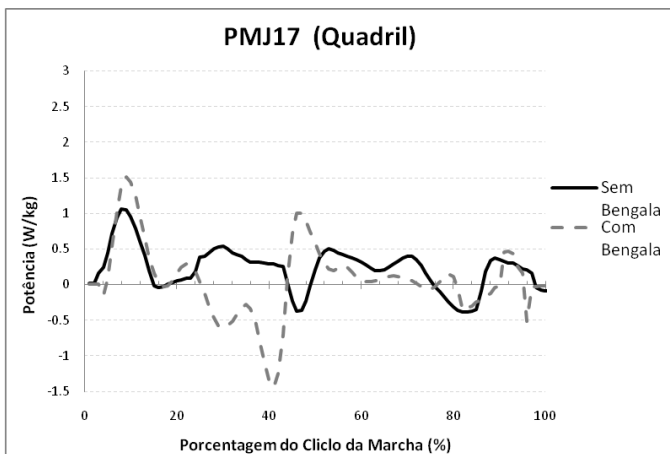
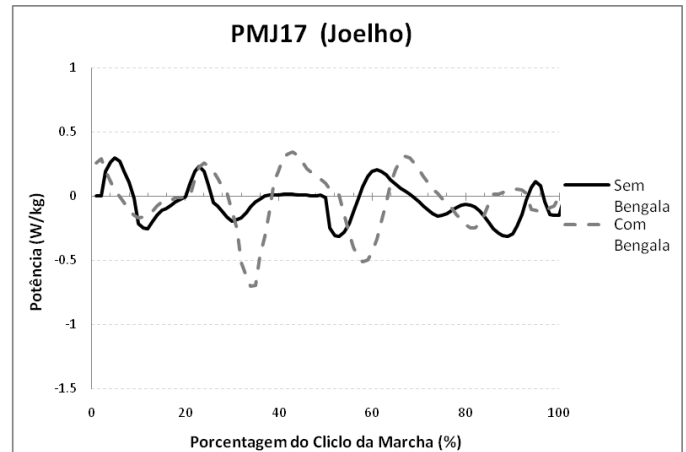
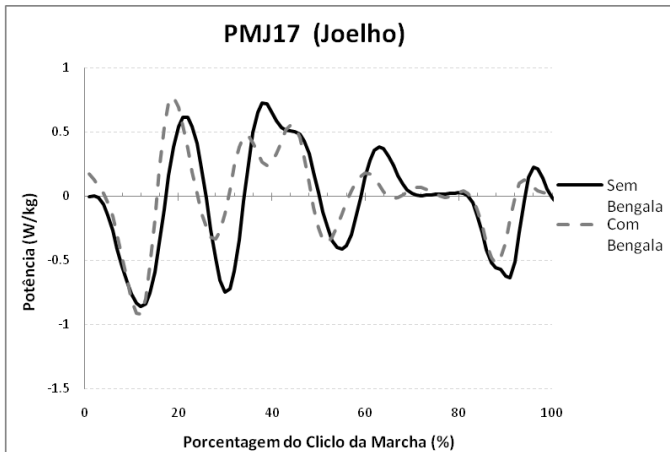
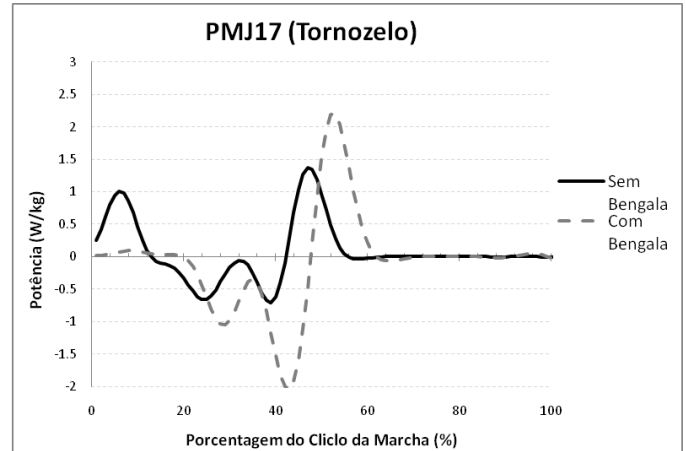


**PMJ17**

**VELOCIDADE HABITUAL**



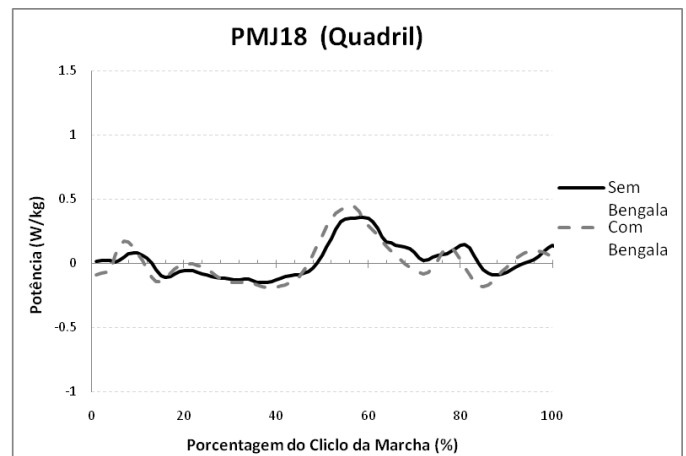
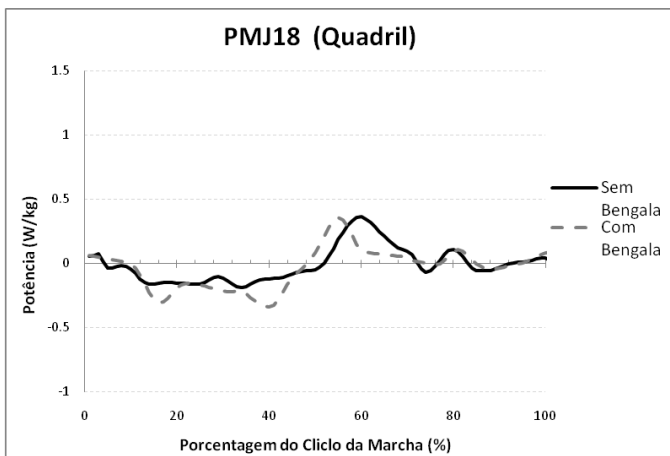
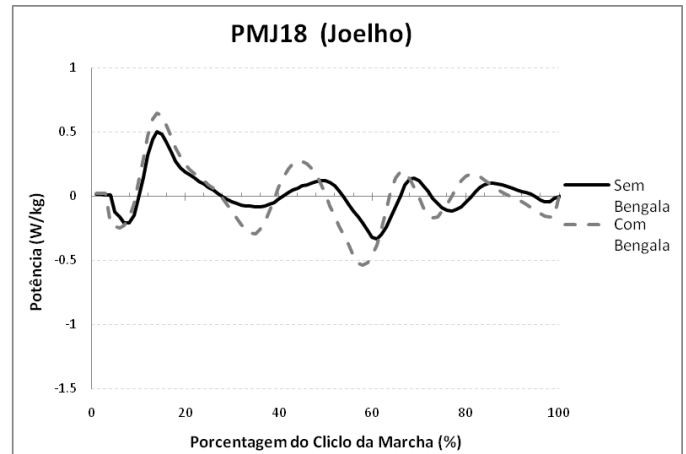
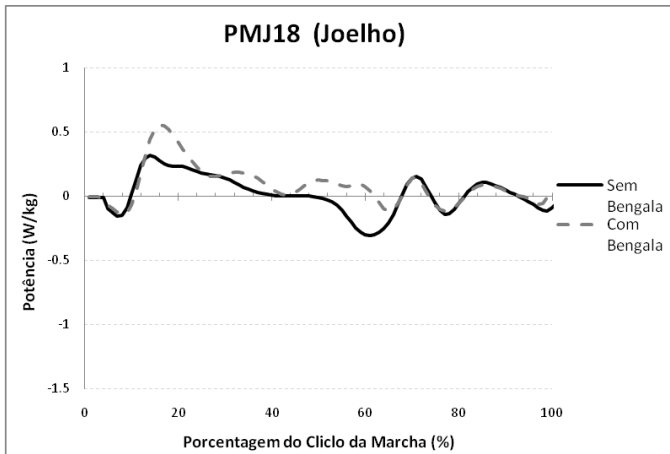
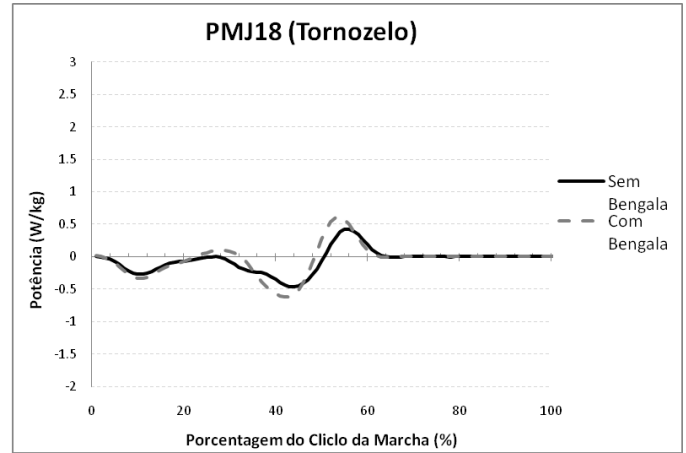
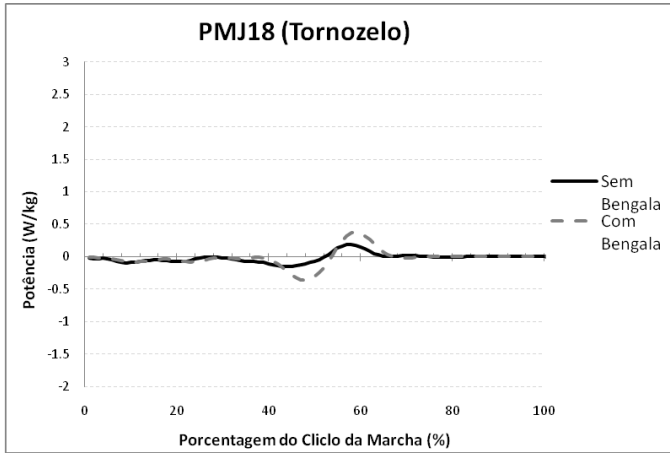
**VELOCIDADE MÁXIMA**



**PMJ18**

**VELOCIDADE HABITUAL**

**VELOCIDADE MÁXIMA**



**PMJ19**

**VELOCIDADE HABITUAL**

**VELOCIDADE MÁXIMA**

