UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

Respostas cinemáticas e eletromiográficas durante suporte parcial de peso em indivíduos saudáveis

Pedro Luis Sampaio Miyashiro

Orientador: Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão

São Paulo

2019

RESPOSTAS CINEMÁTICAS E ELETROMIOGRÁFICAS DURANTE A MARCHA COM SUPORTE PARCIAL DE PESO EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS

PEDRO LUIS SAMPAIO MIYASHIRO

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Biodinâmica do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão

São Paulo

2019

Miyashiro, Pedro Luis Sampaio

Respostas cinemáticas e eletromiográficas durante suporte parcial de

peso em individuos saudáveis / Pedro Luis Sampaio Miyashiro. -- São

Paulo : [s.n.], 2019.

101p.

Dissertação (Mestrado) - Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Julio Cerca Serrão

1. Biomecânica 2. Marcha 3. Eletromiografia I. Título..

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Autor: Miyashiro, Pedro Luis Sampaio

Título: Respostas cinemáticas e eletromiográficas durante suporte parcial de peso em indivíduos saudáveis

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências

Data:___/___/___

Banca Examinadora

Prof. Dr.:_____

Instituição:_____Julgamento:_____

Prof. Dr.:_____

Instituição:_____Julgamento:_____

Prof. Dr.:_____

Instituição:_____Julgamento:_____

AGRADECIMENTOS

Os meus mais devotados e sinceros agradecimentos dirigem-se a todos que de alguma forma contribuíram para o cumprimento deste trabalho. Especialmente,

A Deus, em quem acredito de maneira única e real,

Àqueles que estiveram ao meu lado durante este caminho de perguntas, desafios e constante trabalho,

Aos meus pais Regina e Fumio, que me ensinaram os valores mais importantes da vida.

Aos meus filhos Maria Luiza e João Pedro, que sempre me deram aquele abraço verdadeiro, mesmo depois de passado um bom tempo de pouca proximidade a eles,

À Andrea, Vilma e Rapha, que permaneceram ao meu lado, durante boa parte deste período final com paciência e cuidado, dedicando-me carinho e apoio durante momentos de trabalho e estudo,

À Daniela, amiga e mãe dos meus filhos, que por muitas vezes cuidou e os amparou em meio às minhas ausências, constantes, por conta das horas necessárias de estudo e aprendizado,

Ao meu professor, orientador e mais que amigo Prof. Dr. Júlio Cerca Serrão, pelo companheirismo, paciência, dedicação e acima de tudo compreensão de todos os pontos que envolveram a concretização deste trabalho,

Aos professores que me acompanharam em meio às disciplinas, me atendendo diligentemente para que não levasse comigo as sempre contínuas dúvidas sobre o processo de produzir uma dissertação,

Ao querido amigo João Pinho, que auxiliou na processamento dos dados para que os resultados pudessem responder às perguntas previamente feitas, e pelo constante incentivo durante o caminho,

Aos queridos colegas do laboratório, pelo apoio, parceria e importantes apontamentos que me trouxeram aprendizado e maior senso crítico durante a realização deste estudo. Vocês são excepcionais! Me orgulho por fazer parte deste time que, além de

ser composto por pessoas ricas em inteligência, excelência e dedicação, se faz de pessoas enormes no caráter e na arte de serem parceiros.

RESUMO

MIYASHIRO, P.L.S. **Respostas cinemáticas e eletromiográficas durante suporte parcial de peso em indivíduos saudáveis.** 2019. 101f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2019.

O suporte parcial de peso (SPP) define-se por algum grau de diminuição do peso corporal gerado por um aparato de suspensão, que acomoda as elevações e quedas corporais durante a realização da marcha em esteira. Trata-se de um método frequentemente indicado para indivíduos acometidos por disfunções do movimento, cujo programa de tratamento tenha como objetivo a diminuição da magnitude de cargas nos tecidos, gerando proteção articular e diminuição da dor. Contudo, ainda pouco se sabe sobre as reais repercussões geradas na marcha quando o suporte parcial de peso é utilizado. Desta forma, o presente trabalho teve como objetivo verificar o efeito da velocidade e do nível de suspensão corporal sobre variáveis cinemáticas e eletromiográficas de indivíduos saudáveis. Foram avaliados 49 sujeitos saudáveis, 18 do sexo feminino, 31 do sexo masculino, com idade de 28,7(±6,7), massa corporal de 76,9(±14,9) kg, altura de 173,3(±14,9) cm durante a realização de marcha em esteira sob 3 velocidades diferentes (2,0 Km/h, 4 km/h e velocidade auto selecionada), em 4 níveis de suspensão parcial de peso: 0%, 20%, 50% e 80%. Todos os voluntários passaram pelas 12 condições. Observou-se que, acima de 50% de sustentação em velocidades baixas e auto selecionadas, a cadência diminui gradativamente, e a porcentagem do tempo de balanço aumenta, com diminuição gradativa das amplitudes articulares e picos angulares de quadril, joelho e tornozelo. A atividade eletromiográfica também se mostrou diminuída em todas as fases da marcha para os músculos glúteo médio, reto femoral, vasto lateral, bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio lateral. Os resultados sugerem, portanto, que a suspensão influencia diretamente no comportamento da marcha de indivíduos saudáveis diminuindo a solicitação muscular e articular, e provavelmente, diminuindo a solicitação mecânica da tarefa, sem contudo alterar por demais as características principais, o que possibilita a utilização de tal estratégia para a proteção articular e o retorno precoce à locomoção, caso haja esta necessidade.

Palavras-chave: sujeitos saudáveis, marcha, suspensão parcial de peso, biomecânica.

ABSTRACT

MIYASHIRO, P.L.S. **Kinematic and electromyographic responses during partial weight support in healthy subjects.** 2019. 101p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2019.

Partial weight support (PWS) is an intervention method that allows a decrease in body weight by a suspension apparatus, which accommodates elevations and body falls during treadmill walking. It is frequently prescribed for individuals with movement disorders whose treatment programs aims to decrease the loads in the tissues, promoting joint protection and pain relieve. However, little is known about the actual repercussions generated in gait when partial weight support is used. Thus, the present study aimed to verify the effect of speed and PWS on kinematic and electromyographic variables of healthy individuals. Forty nine healthy subjects (18 women), with 28.7 (± 6.7) years of age, body mass of 76.9 (± 14.9) kg, height of 173.3 (± 14.9) took part of the study. They walked in a treadmill at 3 different velocities (2.0 km/h, 4 km/h and at a self-selected pace), and under 4 levels of partial weight suspension: 0%, 20%, 50% and 80%. All volunteers went through the 12 conditions. We found that PWS above 50% at low velocities and at self-selected pace the gait cadence decreases, the balance phase increases, articular amplitudes and hip, knee and ankle peaks decrease. Higher PWS induced a decrease in the electromyographic activity in gluteus medius, rectus femoris, vastus lateralis, biceps femoris, tibialis anterior and lateral gastrocnemius muscles in all gait phases. These results suggest that the suspension has a direct influence in the gait behavior of healthy individuals. It decreases muscle and joint demands without changing its main characteristics, allowing the use of this strategy for joint protection and early return to independent locomotion.

Key-words: healthy subjects, gait, partial weight support, biomechanics.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Ilustração do sistema de suporte parcial de peso

FIGURA 2 – Ilustração do sistema de centrais inerciais Myomotion (NORAXON USA Inc.)

FIGURA 3 – Ilustração da localização das quatro centrais inerciais Myomotion (NORAXON USA Inc.) nos voluntários

FIGURA 4 – Ilustração do sistema TeleMyo DTS (NORAXON USA Inc) para aquisição do sinal eletromiográfico

FIGURA 5 – Ilustração da localização dos eletrodos para eletromiografia

FIGURA 6 – Ilustração do colete utilizado para a suspensão dos voluntários

FIGURA 7 – Ilustração contendo os gráficos referentes ao comportamento cinemático (angular) da articulação do quadril e comportamento eletromiográfico (envoltório linear) para os músculos glúteo médio e reto femoral nas condições do estudo.

FIGURA 8 - Ilustração contendo os gráficos referentes ao comportamento cinemático (angular) da articulação do joelho e comportamento eletromiográfico (envoltório linear) para os músculos vasto lateral e bíceps femoral nas condições do estudo.

FIGURA 9 - Ilustração contendo os gráficos referentes ao comportamento cinemático (angular) da articulação do tornozelo e comportamento eletromiográfico (envoltório linear) para os músculos tibial anterior e gastrocnêmio lateral nas condições do estudo.

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Médias e desvios padrão dos resultados obtidos para as variáveis cinemáticas sob o efeito de interação durante as 12 condições do estudo.....

TABELA 2 – Médias e desvios padrão dos resultados obtidos para as variáveis cinemáticas que sofreram efeito principal durante as 12 condições do estudo

TABELA 3 – Médias e desvios padrão dos resultados obtidos para os valores de RMS do músculo glúteo médio nas subfases da marcha (efeito de interação)

TABELA 4 – Médias e desvios padrão dos resultados obtidos para os valores de RMS do músculo reto femoral nas subfases da marcha (efeito de interação)

TABELA 5 - Médias e desvios padrão dos resultados obtidos para os valores de RMS do músculo reto femoral nas subfases da marcha (efeito principal)

TABELA 6 - Médias e desvios padrão dos resultados obtidos para os valores de RMS do músculo vasto lateral nas subfases da marcha (efeito de interação)

TABELA 7 - Médias e desvios padrão dos resultados obtidos para os valores de RMS do músculo vasto lateral nas subfases da marcha (efeito principal)

TABELA 8 - Médias e desvios padrão dos resultados obtidos para os valores de RMS do músculo bíceps femoral nas subfases da marcha (efeito de interação)

TABELA 9 - Médias e desvios padrão dos resultados obtidos para os valores de RMS do músculo bíceps femoral nas subfases da marcha (efeito principal)

TABELA 10 - Médias e desvios padrão dos resultados obtidos para os valores de RMS do músculo tibial anterior nas subfases da marcha (efeito de interação)

TABELA 11 - Médias e desvios padrão dos resultados obtidos para os valores de RMS do músculo tibial anterior nas subfases da marcha (efeito principal)

TABELA 12 - Médias e desvios padrão dos resultados obtidos para os valores de RMS do músculo gastrocnêmio lateral nas subfases da marcha (efeito de interação)

TABELA 13 - Médias e desvios padrão dos resultados obtidos para os valores de RMS do músculo gastrocnêmio lateral nas subfases da marcha (efeito principal)

TABELA 14 - Médias e desvios padrão dos resultados obtidos para os valores de RMS dos músculos (glúteo médio, reto femoral, vasto lateral, bíceps femoral, tibial anterior, gastrocnêmio lateral) no momento de 100 milissegundos antes do contato inicial (efeito de interação)

TABELA 15 - Médias e desvios padrão dos resultados obtidos para os valores de RMS dos músculos (glúteo médio, reto femoral, vasto lateral, bíceps femoral, tibial anterior,

gastrocnêmio lateral) no momento de 100 milissegundos antes do contato inicial (efeito principal)

TABELA 16 - Médias e desvios padrão dos resultados obtidos para os valores de Co-contração do músculos (glúteo médio, reto femoral, vasto lateral, bíceps femoral, tibial anterior, gastrocnêmio lateral) nos momentos de contato inicial, resposta à carga e balanço terminal (efeito de interação)

TABELA 17 - Médias e desvios padrão dos resultados obtidos para os valores de Co-contração do músculos (glúteo médio, reto femoral, vasto lateral, bíceps femoral, tibial anterior, gastrocnêmio lateral) nos momentos de contato inicial, resposta à carga e balanço terminal (efeito principal)

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO 12
2. OBJETIVO 15
3. Objetivo Geral 15
4. Objetivos Específicos 15
5. REVISÃO DE LITERATURA 16
5.1. O Suporte Parcial de Peso como estratégia de intervenção clínica 16
5.2. Os efeitos do Suporte parcial de Peso 18
6. MATERIAIS E MÉTODO 25
6.1. Amostra 25
6.2. Delineamento Experimental 25
6.3. Procedimento de Medida 25
6.4. Instrumento de Suporte Parcial de Peso e Instrumentos de Medição 26
6.5. Avaliação Cinemática 27
6.6. Avaliação por Eletromiografia 28
6.7. Determinação da taxa de suspensão 29
6.8. Sincronização dos Sistemas de Aferição 30
6.9. Procedimento de Coleta 30
7. Variáveis de Análise 33
7.1. Variáveis Cinemáticas 33
7.2. Variáveis Eletromiográficas 34
8. Procedimento Matemático dos Dados 34
9. Procedimentos Estatísticos 35
10. RESULTADOS 37
11. DISCUSSÃO 67
12. LIMITAÇÕES EXPERIMENTAIS 89
13. CONCLUSÃO 91
14. REFERÊNCIAS 93

1. INTRODUÇÃO

O suporte parcial de peso (SPP) define-se por algum grau de diminuição do peso corporal gerado por um aparato de suspensão, que acomoda as elevações e quedas corporais durante a realização da marcha em esteira (VAN HEDEL; TOMATIS; MÜLLER, 2006). Trata-se de um método frequentemente indicado para indivíduos acometidos por disfunções do movimento, cujo programa de tratamento tenha como objetivo a diminuição da magnitude de cargas nos tecidos, gerando proteção articular e diminuição da dor (HUNTER et al., 2014).

A manipulação do peso corporal durante a marcha representa uma estratégia interessante para a recuperação da função locomotora por se tratar de uma atividade funcional, além de agregar alguns fatores vantajosos, tais como, gerar e aumentar a segurança durante a atividade reduzindo o risco de queda, facilitar a possibilidade de ajustes durante a execução da tarefa, possibilitar o ajuste e a modificação da velocidade, a quantidade de assistência requerida, e a quantidade de suporte de carga como meio de proteção (VAN HEDEL; TOMATIS; MÜLLER, 2006). Tais fatores podem ser utilizados em programas que visem o retorno precoce à atividade de caminhar.

Caminhar sobre a esteira utilizando um dispositivo para a redução da carga pode consequentemente aliviar a sobrecarga articular e gerar a modificação do *input* sensório-motor para a correção do gesto de movimento (DIETZ, 2009; SOUSA et al., 2009). Algumas evidências sugerem tratar-se de uma técnica benéfica (FENUTA A, 2014; FORREST et al., 2008; VAN HEDEL; TOMATIS; MÜLLER, 2006; WANNIER et al., 2001).

O modo de utilização do suporte parcial de peso tem sido reportado sob inúmeras configurações diferentes no que diz respeito à quantidade de diminuição da carga tanto para sujeitos com alterações musculoesqueléticas quanto para sujeitos saudáveis (BARELA et al., 2014a; WATANABE; SOMEYA, 2013). Determinadas características do movimento, tais como a atividade neuromuscular e modificações em parâmetros espaço-temporais são significativamente influenciadas pelo aumento no suporte parcial de peso (FINCH; BARBEAU; ARSENAULT, 1991; LANDER; MORAN, 2017). Conhecer como o sistema locomotor se adapta a condições específicas, pode possibilitar encontrar a maneira adequada de utilizar tais

adaptações para facilitar o treino ou o retreino de atividades motoras funcionais como a marcha e a corrida.

De antemão, o SPP já vem sendo utilizado por conta dos conhecidos benefícios funcionais verificados pelo aumento da simetria e crescente capacidade de aceitação de carga para os membros inferiores (DIETZ, 1995; WERNIG et al 1999).

Umas das principais vantagens do treinamento com suporte parcial de peso (TLSP) é a possibilidade de controlar o valor de retirada da carga corporal durante a atividade, aumentando a compreensão da real influência que tal efeito possa representar no controle do movimento durante a marcha (MERCER; APPLEQUIST; MASUMOTO, 2013; VAN HEDEL; TOMATIS; MÜLLER, 2006). Isso torna o TLSP uma ferramenta interessante para a aplicação clínica em sujeitos que necessitem de proteção articular, seja para promover auxílio ou para controlar o retorno seguro à locomoção.

Ao modificar as características cinéticas de carga, sendo estas facilitadoras ou não, o comportamento muscular certamente sofre influência direta de alguma maneira. Estudos têm investigado os efeitos diretos sobre as características biomecânicas tais como ângulos articulares e trajetórias de movimento, além de apontar para as mudanças no comportamento muscular quando a locomoção acontece sob a influência do SPP. Evidências sustentam a diminuição da intensidade de ativação muscular e modificação espaço-temporais resultantes de diferentes taxas de suporte (AASLUND; MOE-NILSSEN, 2008; AWAI et al., 2017; HUNTER et al., 2014; SAINTON et al., 2015)

Sabidamente, portanto, as alterações neuromusculares oriundas da condição de SPP parecem diminuir a demanda sobre os músculos envolvidos na marcha. Não obstante, ainda ficam sem respostas questões específicas que recaem sobre a caracterização do comportamento muscular durante fases diferentes do ciclo de marcha, não apenas em termos de intensidade de ativação, mas também descobrir em qual momento do ciclo tal intensidade se modifica, em quanto tempo isto ocorre e como os músculos respondem em momentos chave do ciclo de marcha, tais como a preparação para a aceitação da carga, a aceitação propriamente dita, apoio unipodal e propulsão.

Por ser o SPP uma estratégia proposta para a redução das cargas impostas às articulações dos membros inferiores durante tarefas de locomoção, podem ser

vislumbradas inúmeras possibilidades de aplicação, tais como: a realização do movimento de marcha em condições patológicas agudas ou crônicas com vias à conservação de propriedades anatômicas articulares e musculares, o retreinamento precoce de funções da locomoção após eventos de lesão ou intervenções cirúrgicas, além da hierarquização de cargas para o retorno a atividades de marcha e corrida.

A literatura tem mostrado o uso do SPP com diferentes aparatos ou equipamentos, sendo estes cintos de suspensão, esteiras com pressão positiva e assistência robótica. Tem proposto também o suporte sob diferentes taxas de diminuição do peso corporal, variando entre 0% a 80%(JENSEN; HOVGAARD-HANSEN; CAPPELEN, 2016; LANDER; MORAN, 2017; WORTHEN-CHAUDHARI; SCHMIEDELER; BASSO, 2015). Na maioria dos casos, a velocidade de deslocamento é escolhida de maneira subjetiva por ser um fator “tarefa-dependente”, o que nem sempre é vantajoso, uma vez que tal grandeza possui influência direta no modo de gerenciamento das cargas durante a locomoção

Portanto, se faz necessário caracterizar as variáveis cinemáticas e eletromiográficas induzidas pelo SPP em diferentes taxas e com variações específicas de velocidade durante a marcha em esteira, investigando tais efeitos em momentos precisos da marcha, aumentando a compreensão sobre o assunto e procurando esclarecer quais fatores, taxa de suporte, velocidade ou ambos, se tornam variáveis influentes, principalmente sobre as grandezas espaço-temporais e cinemáticas, bem como sobre a atividade muscular dos membros inferiores, em momentos específicos da marcha.

Conhecer o comportamento da atividade muscular possibilitará verificar a especificidade do uso desta estratégia para o retreino da função e o retorno à atividade funcional e esportiva.

2. OBJETIVO

3. Objetivo Geral

Investigar a influência do suporte parcial de peso associado à variação da velocidade, na marcha de indivíduos saudáveis.

4. Objetivos Específicos

- Comparar a influência de diferentes valores de suporte parcial de peso e de diferentes velocidades nos parâmetros cinemáticos da marcha de indivíduos saudáveis.

- Comparar a influência de diferentes valores de suporte parcial de peso e de diferentes velocidades nos parâmetros eletromiográficos dos músculos do membro inferior de indivíduos saudáveis.

5. REVISÃO DE LITERATURA

5.1. O Suporte Parcial de Peso como estratégia de intervenção clínica

O uso do suporte parcial de peso (SPP) em esteira se tornou um método bastante usual de treinamento da marcha para sujeitos saudáveis e com alterações musculoesqueléticas. Tem sido utilizado como estratégia em populações sem qualquer afeção sob a égide de buscar um modo seguro para o controle de carga durante a locomoção (TENFORDE et al., 2012; ; FISCHER; WOLF, 2015). Tal método, primariamente, faz uso de um colete para a suspensão do indivíduo durante a caminhada em esteira, gerando o alívio das forças impostas às articulações dos membros inferiores, e em casos de haver a presença de dor, o alívio dos sintomas, para facilitar o reinício da atividade de andar, favorecendo precocemente a geração de padrões normais de locomoção, notadamente após episódios de lesão ou intervenções cirúrgicas (SOUSA et al., 2009; THRELKELD et al., 2003)Historicamente, o uso do SPP iniciou-se sendo utilizado para o treino de marcha em esteira realizado em animais acometidos por lesão medular e posteriormente foi aplicado a seres humanos (FORREST et al., 2008; HARKEMA et al., 2012; MAEGELE et al., 2002; THRELKELD et al., 2003). Tais constructos teóricos advogam que o suporte parcial de peso promove estimulação sensorial periférica adequada, produzindo neuroplasticidade, levando à melhora da qualidade das respostas motoras (GALEA et al., 2013; MULROY et al., 2010; SADOWSKY; MCDONALD, 2009). Apesar de, mais recentemente, serem encontrados estudos realizados em uma população de sujeitos saudáveis, ainda restam pontos a esclarecer sobre como o SPP interfere nos ajustes de movimento, sejam estas adaptações de caráter agudos ou crônico (LANDER; MORAN, 2017).

Com base no conhecimento de que a locomoção é o resultado de interações complexas entre múltiplos sinais aferentes e eferentes, e exige a manutenção do equilíbrio dinâmico para garantir o controle de um grande número de músculos e seguimentos corporais, a realização de tarefas específicas e *inputs* sensoriais adequados são condições primordiais para garantir a eficiência das tarefas funcionais (BRANDT; RADIN; DIEPPE, 2006; DOBKIN; DUNCAN, 2012). O SPP provê um

cenário de novos *inputs* com influência bastante significativa para provocar adaptações no movimento, e isto foi observado em indivíduos com integridade do seu sistema neuromotor (JENSEN; HOVGAARD-HANSEN; CAPPELEN, 2016; LANDER; MORAN, 2017; WORTHEN-CHAUDHARI; SCHMIEDELER; BASSO, 2015).

Em determinadas situações, nas quais a presença de fraqueza muscular se torna bastante proeminente, o uso do SPP, se torna necessário para habilitar ou reestabelecer as funções motoras por meio do treino locomotor (AWAI et al., 2017; WERNIG et al., 1995).

Utilizando o SPP, as chamadas terapias baseadas em atividade (ABT) promovem a ativação do sistema neuromuscular, com vias ao retreinamento das funções debilitadas ou perdidas. A possibilidade de recuperação funcional tem sido reportada como vantajosa para o treinamento e retreinamento locomotor (ONIFER; SMITH; FOUAD, 2011; SADOWSKY; MCDONALD, 2009; VAN HEDEL; DIETZ, 2010)

O treinamento locomotor com suporte parcial de peso (TLSP) é a principal modalidade de ABT, e sua utilização em esteira resultou em modificações da atividade eletromiográfica, melhora da simetria e maior capacidade para o suporte de peso tanto em sujeitos acometidos por alterações neuromotoras quanto em indivíduos com capacidade de gerenciamento motor eficiente e sem qualquer alteração (DIETZ, 2009; HUNTER et al., 2014; MAEGELE et al., 2002; SAINTON et al., 2015).

Outro ponto de justificativa para o uso do SPP é o resultante alívio das cargas impostas às articulações dos membros inferiores e diminuição da dor referenciada por sujeitos que fizeram uso desta estratégia, possibilitando a geração de padrões menos alterados de movimento e a provisão de estímulos sensório-motores adequados para a correção do movimento (DIETZ; FOUAD, 2014; PATIL et al., 2013; SOUSA et al., 2009).

A manipulação das condições para a realização da marcha com vias a facilitar o movimento tem ocorrido tanto com o uso do SPP quanto com o auxílio robótico e em esteiras com pressão positiva. Todos em sujeitos saudáveis, objetivando investigar as repercussões biomecânicas (HIDLER; WALL, 2005; HIDLER; WISMAN; NECKEL, 2008).

A quantidade de suporte oferecida reportada pela literatura tem variado de 10 a 80% do peso corporal do indivíduo (BARBEAU et al., 1999; HESSE; KONRAD; UHLENBROCK, 1999; MIYAI et al., 2000). No entanto, a determinação do valor de suspensão é uma variável escolhida de maneira subjetiva. Os principais fatores levados em consideração para decidir a quantidade de suporte utilizada baseiam-se na habilidade do sujeito para realizar a tarefa, mantendo o contato do calcanhar com o solo durante o ciclo inicial e o nível de desconforto com o uso do aparato. Tal estratégia tem sido replicada para o uso do suporte parcial de peso durante a reabilitação e treinamento de locomoção (THRELKELD et al., 2003). Isto pode limitar o entendimento acerca das adaptações geridas pelo sistema locomotor e suas repercussões durante diferentes cenários e características mecânicas.

Awai et al (2017) afirmam que sujeitos saudáveis conseguem manter as características cinemáticas constantes mesmo sob suspensão. Até por conta deste fato, é estritamente necessário mapear os mecanismos subservientes às adaptações encontradas, para buscar entender como o sistema locomotor íntegro age frente a uma condição de diminuição das cargas aplicadas aos sistemas articulares e musculares, para, de modo assertivo, poder utilizar a estratégia de SPP com controle de seus resultados e consequente transferência para a atividade funcional e esportiva.

5.2. Os efeitos do Suporte parcial de Peso

A modificação das características do peso corporal durante a realização de tarefas de locomoção influencia diretamente o comportamento do movimento. A simples alteração da distribuição do peso corporal durante a marcha é capaz de modificar o centro de massa durante a posição ereta, exigindo novos comportamentos de ajuste postural (CADERBY et al., 2017; HIDLER; WISMAN; NECKEL, 2008).

Ao impor fatores mecânicos diferentes durante a realização da marcha, todos os segmentos corporais parecem se adaptar às novas condições. Foram encontrados estudos que atentaram para as modificações cinemáticas e dinâmicas induzidas pelo SPP. Os resultados apontam para modificações espaço-temporais, e para menores picos de cargas aplicadas tanto durante a marcha quanto para a corrida. Adaptações musculares também foram apontadas. Estas últimas, contudo, são reportadas apenas

sob o critério de intensidade (BARELA et al., 2014a; FISCHER; WOLF, 2015b; SAINTON et al., 2015; WORTHEN-CHAUDHARI; SCHMIEDELER; BASSO, 2015).

Quanto maior é a diminuição da carga corporal, mais observa-se a diminuição quantitativa dos parâmetros da força de reação do solo, apesar de ocorrer a conservação das características padrão dos componentes vertical e anteroposterior (FINEBERG et al., 2013; SOUSA et al., 2009).

Finch et al. (1991) utilizaram observação por vídeo e *footswitches* para coletar dados temporais e cinemáticos de indivíduos saudáveis realizando marcha com suporte parcial de peso a 0% com velocidade de 1,36 m/s, 30% com velocidade de 0,97 m/s, 50% com velocidade de 0,85 m/s e 70% com velocidade de 0,70 m/s. A justificativa para o uso de diferentes velocidades em condições distintas de suporte foi a definição prévia de uma velocidade de conforto determinada por um teste piloto. Os resultados obtidos demonstraram que o aumento de suporte estava associado a significativas diminuições na porcentagem do tempo de contato e no tempo de duplo apoio. Observaram também diminuição dos picos angulares de joelho e quadril no plano sagital durante a fase de balanço, à medida que o suporte se tornou maior. A despeito de colher dados relacionados à modificação da taxa de suporte, a modificação das condições de velocidade pode ter exercido um fator de confusão, uma vez que utilizaram velocidades diferentes para cada taxa de suporte, em decorrência do conforto. Sabe-se que a velocidade exerce papel fundamental nas adaptações de movimento. Por isso, avaliar o grau de suporte em velocidades mantidas é importante.

A modulação de suporte ou a quantidade de auxílio proporcionada parece ser determinante para os ajustes motores. Sob a condição de 75% de suporte, sujeitos saudáveis apresentaram alteração na cadência e comprimento de passo de acordo com a variação da velocidade. Para a mesma amostra, as fases da marcha se mostram modificadas apenas sob a velocidade específica de 2,5 km h^{-1} (VAN HEDEL; TOMATIS; MÜLLER, 2006).

Fischer et al. (2015) observaram os efeitos do SPP em três condições distintas, 0%, 15% e 30% para sujeitos saudáveis em velocidade auto selecionada. Não encontraram modificações na cadência e comprimento do passo, porém, reportam diminuição do tempo de duplo apoio e aumento no tempo de apoio unipodal com a

variação do suporte oferecido. Apontam também que, ocorreu diminuição proporcional dos valores angulares e da carga imposta aos membros inferiores com relação à quantidade de suporte. A despeito destes eventos, a análise da série temporal dos dados cinemáticos confirma que não há grande alteração dos padrões de movimento. Isto sugere que a atividade poderia ser utilizada como meio de treinar uma habilidade após a perda funcional causada por uma injúria ou interrupção parcial da marcha.

Saxena et al. e (2011) apresentaram uma sugestão para o uso do SPP após intervenção cirúrgica no tendão de Achilles em praticantes de corrida, apontando ser possível hierarquizar as cargas aplicadas à extremidade inferior e definir o momento em que deve ocorrer a liberação para a corrida no solo quando for possível. Afirmam que, quando o sujeito é capaz de correr com apenas 15% de suporte, já se mostra adaptado para realizar a corrida em solo. Realizaram acompanhamento por 12 meses de dois grupos de sujeitos, sendo um deles submetido ao treino de corrida em uma esteira com pressão positiva e o grupo controle recebendo o treinamento de corrida convencional. Além de encontrarem um valor específico para apontar o momento de retorno à atividade esportiva, observaram que, o grupo submetido ao retreino com o uso de um equipamento para controle das cargas oferecidas aos membros inferiores voltou a correr duas semanas mais cedo, em comparação ao grupo que não utilizou o SPP. Configura-se com isso, um importante achado a ser utilizado para hierarquizar as cargas geradas pela locomoção durante um processo de retreinamento. Mais ainda, justifica-se estudar de maneira específica, de que modo o sistema locomotor responde quando desempenha movimento em um sistema de suporte parcial.

Utilizando equipamento similar, Patil et al (2013) avaliaram o efeito do SPP em 100%, 75%, 50% e 25%, em quatro condições de velocidades variando de 0,67 m/s a 2,01 m/s. Relataram que há forte correlação entre a velocidade e a quantidade de suporte oferecido, encontrando valores de 5 vezes o peso corporal sobre a articulação do joelho para o maior valor de velocidade e a menor quantidade de SPP. Ou seja, quanto maior a velocidade de locomoção e menor a quantidade de suporte, maior será a demanda cinética para a articulação do joelho. Seus resultados revelam que há grande aplicabilidade para o uso do SPP no que concerne ao controle de carga, mas, não esclarece quais ajustes de movimento ocorrem durante as variações de velocidade e de suporte.

A aumento do suporte da carga corporal como auxílio para a realização de movimentos foi aplicado a um grupo de sujeitos com doença de Parkinson e a um grupo de indivíduos saudáveis com vias a investigar as modificações cinemáticas. Os valores de suporte utilizados foram de 10% a 40 % para ambos os grupos Os principais achados foram encontrados apenas em sujeitos saudáveis que demonstraram aumentar o comprimento do passo e diminuir a cadência em valores de maior suspensão (LANDER; MORAN, 2017). Modificações espaço-temporais também são reportadas quando acrescidas cargas ao corpo, demonstrando que a quantidade de carga sustentada modifica as estratégias de movimento utilizadas para a manutenção do equilíbrio corporal (DAMES; SMITH, 2016; SAUNDERS; INMAN; EBERHART, 1953).

De modo similar, Aaslund et al (2008) encontraram cadências aumentadas para um valor de SPP de 30% do peso corporal evidenciando também mudanças no posicionamento do tronco, colocando-se este em maior inclinação anterior. Apontaram aumento da aceleração vertical e anteroposterior em condições de suspensão.

Aumento dos picos de extensão do quadril e tornozelo foram encontrados quando utilizado o SPP em esteira, bem como a amplitude de movimento articular em condições de maior suporte (HIDLER; WISMAN; NECKEL, 2008).

Em condições de integridade do sistema nervoso central, certamente ajustes da atividade muscular devem intermediar ou acompanhar as adaptações cinemáticas.

Para manter condições cinemáticas adequadas próximas daquelas esperadas para o padrão de marcha, adaptações nos padrões de ativação musculares foram encontradas (AWAI et al., 2017; MEYNS et al., 2014). Além de alterações na trajetória e amplitude de movimento induzidas pela manipulação da descarga de peso, houve modificação do comportamento muscular eletromiográfico durante a marcha. A suspensão parcial de peso resultou na diminuição da variação angular do joelho durante o momento de aceitação e manutenção da carga, auxiliando o caráter de amortecimento do joelho durante a tarefa e aumentou os padrões de ativação eletromiográfica (PATIL et al., 2013).

Maiores valores de de co-contração muscular foram observados para tibial anterior e gastrocnêmio lateral e para vasto lateral e bíceps femoral em condições de maior SPP em adolescentes quando comparados a uma população de adultos. Tal fato

reforça que os ajustes neuromusculares acompanham a alteração do comportamento cinemático (DEFFEYES et al., 2012). Neste estudo, porém, a comparação entre dois grupos etariamente diferentes pode ser um fator de confusão para entender o real efeito do SPP sobre as características eletromiográficas. Não obstante, tal conclusão reforça a necessidade de estudar o comportamento muscular durante diferentes valores de SPP.

A intensidade da atividade muscular mostrou-se diminuída quando em condições de diminuição da carga. Mun et al (2017) estudaram sujeitos saudáveis submetidos à suspensão com valores de 10 a 40% do peso corporal e procuraram investigar parâmetros biomecânicos cinemáticos, cinéticos e a atividade muscular de tibial anterior, gastrocnêmio lateral, sóleo, vasto medial, reto femoral, bíceps femoral, glúteo máximo, glúteo médio e adutor longo. Observaram diminuição dos picos angulares de flexão e extensão para o quadril joelho e tornozelo. Reportaram concomitante diminuição para todos os músculos estudados, principalmente para tibial anterior, gastrocnêmio lateral, glúteo médio e adutor longo, notadamente para as condições de 30 e 40% de suspensão do peso corporal. Encontra-se aqui mais uma evidência da subordinação da atividade elétrica muscular à diminuição da carga. Todavia, mecanismos de controle motor não foram mencionados, uma vez que apenas a intensidade muscular foi investigada durante o ciclo total de movimento.

Van Kammen et al (2014) apresentaram resultados, demonstrando que a atividade mioelétrica de eretores espinhais, glúteo médio, vasto lateral, bíceps femoral, gastrocnêmio medial e tibial anterior sofreram modificações na amplitude de recrutamento dependendo da velocidade de marcha e do valor de SPP variando este entre 0% e 50 % Sugerem que, para aplicações clínicas, os extremos de velocidade sejam evitados principalmente quando o objetivo recair sobre o treinamento do controle de movimento.

A atividade mioelétrica também foi alvo de investigação para Fenuta et al (2014), em uma amostra de 13 sujeitos saudáveis. Utilizando uma esteira com uma câmara pressurizada para a redução do peso corporal (ZeroG), investigaram o recrutamento muscular de tibial anterior, gastocnêmio medial, reto femoral, e bíceps femoral durante as condições de suporte a 0%, 20%, 40%, 60¨e 80%. Os resultados demonstraram significativa diminuição da atividade muscular no momento do toque do calcanhar

conforme o aumento da sustentação da carga para reto femoral, gastrocnêmio medial e tibial anterior.

Os músculos tibial anterior, gastrocnêmio lateral e bíceps femoral se mostraram menos ativos durante a marcha de indivíduos saudáveis que utilizaram um aparato de SPP, com valores entre 0% e 50%, nas condições de menor velocidade e maior suporte (VAN KAMMEN et al., 2016).

A atividade muscular se mostrou diminuída durante a realização de corrida em condições de suporte parcial já a partir de 20%, principalmente para as a musculatura extensora de joelho e flexora de tornozelo. O comportamento eletromiográfico do músculo bíceps femoral mostrou-se sem alteração para as condições de 20%, 40%, 60%, 80% e 100% de suporte do peso corporal (JENSEN; HOVGAARD-HANSEN; CAPPELEN, 2016).

A atividade eletromiográfica também diminuiu no momento do toque do calcanhar para os músculos reto femoral, gastrocnêmio medial e tibial anterior em um grupo de 13 sujeitos saudáveis que realizaram a marcha em uma esteira “anti-gravidade” sob as condições de 20%, 40%, 60% e 80% de SPP. A duração de todo o ciclo de marcha aumentou conforme o aumento do valor de suporte em decorrência de uma fase de balanço mais duradoura (AWAI et al., 2017; SAINTON et al., 2015; VAN KAMMEN et al., 2016). Hunter et al (2014) apontam efeitos semelhantes para os músculos glúteo médio, glúteo máximo, isquiotibiais laterais e mediais, vastos lateral e medial, reto femoral, gastrocnêmios, sóleo e fibular longo. Todos estes tiveram a sua atividade elétrica reduzida em condições de suporte parcial, este último variando entre 40% e 100%, principalmente para os valores maiores de SPP durante a corrida.

Portanto, é possível afirmar que a intensidade muscular também se adapta às condições ambientais diferenciadas, criadas por um aparato de suporte parcial que seja capaz de gerar menores cargas às articulações, paralelamente reverberando sobre os aspectos cinemáticos. Até aqui, o que se sabe é que a atividade mioelétrica diminui de modo proporcional à quantidade de suporte.

Neste ínterim, a utilização do SPP pode significar uma variável a ser manipulada em meio a um programa de retreinamento da locomoção, sendo marcha ou corrida, quando o objetivo recair sobre a diminuição da participação muscular durante a locomoção.

Apesar disto, ainda permanece sem discussão o modo como a musculatura modula a sua atividade elétrica frente ao aumento do suporte do peso corporal e variação da velocidade, uma vez que a literatura reporta apenas os valores de intensidade, nem sempre relacionando tal variável às fases do movimento, tampouco verificando como o comportamento muscular ocorre em momentos decisivos da marcha, tais como o momento de aceitação da carga, suporte do peso unipodal, suporte do peso bipodal e propulsão do movimento.

Desta maneira, se torna necessário investigar a intensidade da atividade muscular em momentos específicos da marcha com SPP e em velocidades diferentes, bem como, lançar mão de outras análises da variável eletromiografia, para investigar mais pormenorizadamente os ajustes e adaptações do movimento e os mecanismos que possam sustentar essas adaptações.

6. MATERIAIS E MÉTODO

6.1. Amostra

A amostra foi composta após a divulgação do estudo por meios de redes sociais e convites à população acadêmica. Cerca de 70 pessoas mostraram interesse, sendo que após uma entrevista prévia (anamnese) realizada por telefone, 50 sujeitos compuseram a amostra atendendo aos seguintes critérios de inclusão: idade entre 18 e 45 anos, não possuir histórico de lesão ou qualquer afecção musculoesquelética e ou neurológica nos últimos 10 meses, não ser integrante de programa de fortalecimento muscular ou treinamento específico no momento dos testes.

Após a exclusão de um voluntário por motivo de inadequação para os critérios de inclusão, constituiu-se a amostra de 49 sujeitos saudáveis, 18 do sexo feminino, 31 do sexo masculino, com idade de 28,7(±6,7), massa corporal de 76,9(±14,9) kg, altura de 173,3(±14,9).

O envolvimento no estudo foi de caráter voluntário e os participantes foram informados sobre todos os procedimentos mediante assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. O projeto de estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo sob o protocolo de número 54939816.200005391.

6.2. Delineamento Experimental

O presente trabalho caracterizou-se por um estudo de caráter transversal com medidas repetidas.

6.3. Procedimento de Medida

Todos os testes foram realizados no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, em um único dia, com o tempo de coleta variando entre 50 minutos a 1 hora e 30 minutos.

Inicialmente foi feita uma anamnese detalhada do voluntário em que foram colhidos dados como: histórico de atividade física e dominância lateral para membros inferiores, uma vez que foi utilizado o membro inferior dominante para a coleta dos dados.

Antes da preparação, cada voluntário foi submetido à avaliação de estatura e peso corporal, com vias à caracterização da amostra.

6.4. Instrumento de Suporte Parcial de Peso e Instrumentos de Medição

Utilizou-se um sistema de suspensão portátil (Andador Elétrico - Cajumoro®), composto por uma estrutura metálica com um aparato de elevação, acoplado a um colete para suspensão dos voluntários. O colete possui confecção em poliéster, costuras de alta resistência, neoplex e halos metálicos de aço para

acoplamento direto com os mosquetões. O tamanho utilizado foi o de tamanho médio.

Figura 01. Sistema de Suporte Parcial de Peso e Colete (Cajumoro).

A avaliação da marcha foi realizada com a utilização de centrais inerciais, um eletromiógrafo e em esteira elétrica.

A descrição pormenorizada dos equipamentos e procedimentos de coleta é apresentada em seguida.

6.5. Avaliação Cinemática

A avaliação cinemática foi realizada por meio de 4 centrais inerciais Myomotion Research (Noraxon USA inc.) com taxa de amostragem de 100 Hz. Os dados foram registrados pelo software MR3 (versão 3.4).

Figura 02: Centrais Inerciais Myomotion (Noraxon USA inc.)

As centrais foram posicionadas nos segmentos, seguindo a direção próximo-distal da seguinte maneira: sobre o sacro (ponto médio entre as espinhas ilíacas póstero-superiores); sobre a coxa (terço inferior anterior da coxa); sobre a tíbia (terço superior anterior da perna); no dorso do pé (dorso do pé, no terço médio dos metatarsos, com alinhamento sobre o terceiro metatarso) com o auxílio de fitas adesivas para a fixação adequada, de modo a não ocorrer movimento.

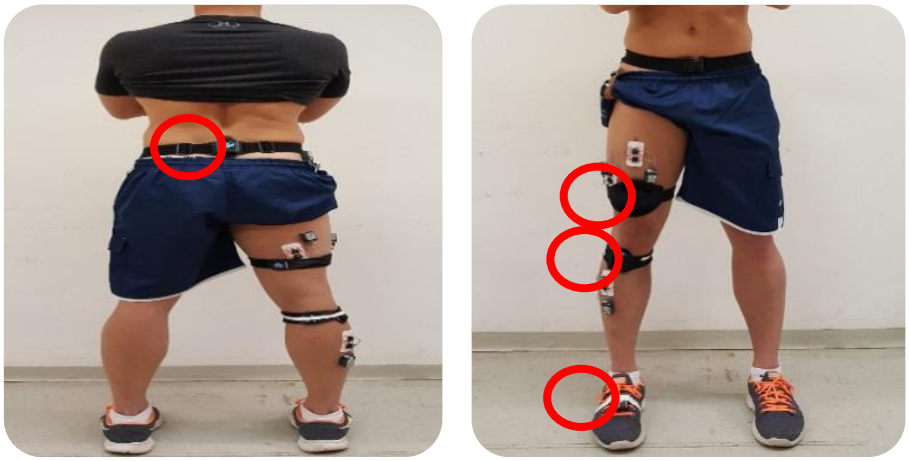


Figura 03: Centrais Inerciais Myomotion sobre o membro dominante

A função *footswitch* virtual da central inercial localizada no pé foi habilitada no software MR3 para possibilitar a identificação e separação das fases de balanço e apoio da marcha. Um sinal quadrático foi gerado a cada toque do calcanhar

6.6. Avaliação por Eletromiografia

A aquisição do sinal eletromiográfico foi obtida por intermédio do equipamento TeleMyo DTS (Noraxon USA Inc.) e os dados registrados pelo software MR3 (versão 3.4).

Figura 04: TeleMyo DTS (Noraxon USA Inc).

O sistema possui 6 canais de entrada e cada canal possui um amplificador diferencial (rejeição de Modo Comum > 100 dB) com ganho fixo de valor nominal 500 e impedância de entrada > 100 Mohm. A frequência de amostragem foi de 1500 Hz.

Os sensores de eletromiografia foram alocados sobre os seguintes músculos do membro inferior dominante: glúteo médio, reto femoral, vasto lateral, bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio lateral. Foram utilizados eletrodos de superfície ativos da marca 3M, sendo que a distância entre o centro dos dois eletrodos foi fixada em 20 mm.

O posicionamento específico dos eletrodos para monitoramento de cada músculo foi realizada através das indicações do SENIAM (2011), conforme descrição a seguir: glúteo médio – metade da linha entre a borda superior da crista ilíaca e o

trocânter maior; reto femoral – metade da linha entre a espinha ilíaca superior anterior e a borda superior da patela; vasto lateral – 2/3 da linha entre a crista ilíaca superior anterior e porção lateral da patela; bíceps femoral – metade da distância entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia; tibial anterior – 1/3 superior da distância entre a cabeça da fíbula e o maléolo medial; gastrocnêmio lateral – 1/3 superior da distância entre a cabeça da fíbula e a tuberosidade do calcâneo.

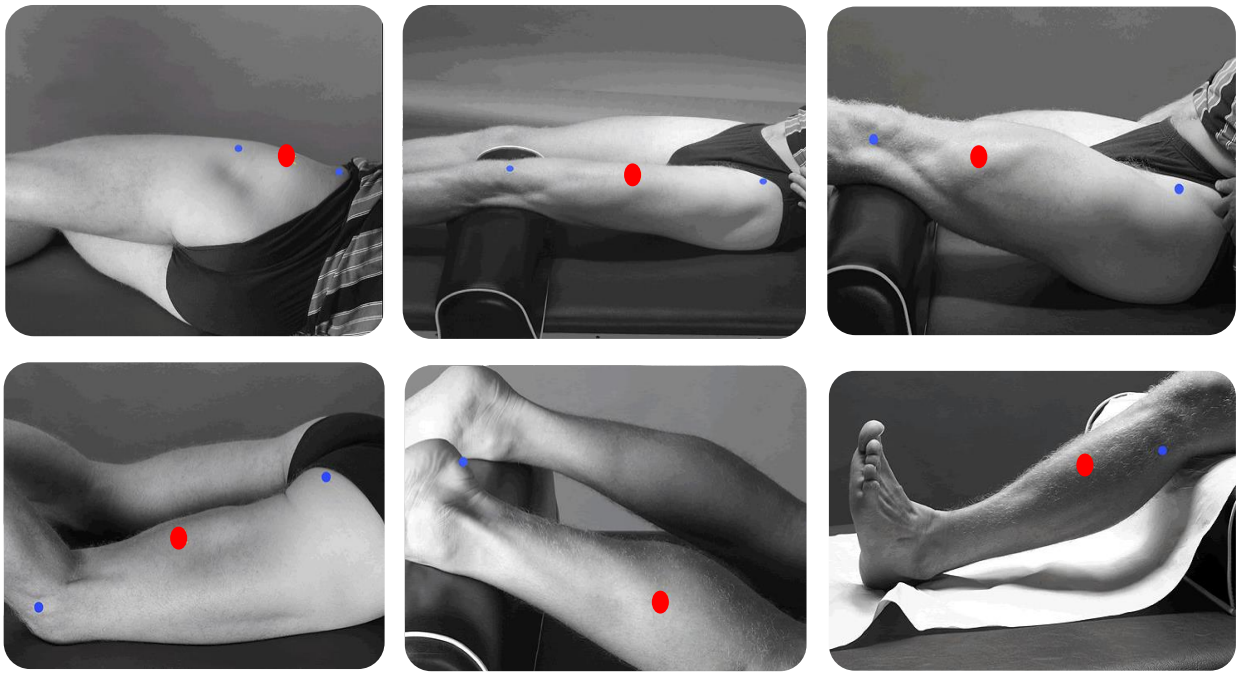


Figura 5: Localização dos Eletrodos. SENIAM.

Após a delimitação da área e do local preciso, para um melhor acoplamento dos eletrodos à pele e a diminuição da impedância à passagem do sinal, foi realizada a tricotomia, abrasão por lixa fina, removendo a camada sebácea da pele, e assepsia com álcool 70%. Em seguida os eletrodos foram acoplados sobre a pele dos voluntários e, com a colocação de uma fita adesiva sobre sua superfície lisa, garantida a fixação.

6.7. Determinação da taxa de suspensão

Para determinar de maneira precisa a taxa de suspensão por meio do sistema de suporte, foi utilizada uma esteira instrumentalizada com plataformas de força, para aferição da massa do sujeito imediatamente antes da realização da tarefa em cada condição.

Foi utilizado o sistema Gaitway Instrumented Treadmil – Type 9810S1X, composto por uma esteira rolante (Mercury® Med, H/PCosmos Sports & Medical GMBH, Germany) com duas plataformas de força montadas em sua superfície, gerenciadas por um conversor analógico/digital (A/D) Keithley Metrabyte DAS-1402 e um programa de funções Gaitway Software (versão 1.0X).

O sistema possui também um programa de controle (H/PCosmos “Control® for display & remote control”), no qual a velocidade pôde ser escolhida e controlada sem que o voluntário tivesse acesso à informação do valor da velocidade determinada para o teste.

A plataforma de força do equipamento foi utilizada para determinar a taxa de alívio do peso corporal a ser realizada por meio da elevação do sistema de suspensão Cajumoro®.

6.8. Sincronização dos Sistemas de Aferição

A sincronização entre os sistemas de aquisição para as variáveis cinemáticas e de eletromiografia, ocorreu por meio do software MR3 Noraxon (Versão 3.4), uma vez que há integração direta entre os sistemas de eletromiografia e cinemática neste mesmo software.

6.9. Procedimento de Coleta

Os participantes foram submetidos a 3 condições de velocidade pré-determinadas e 4 condições de suporte do peso corporal a saber:

Quanto às condições de velocidade:

- velocidade auto selecionada.

- velocidade de 2.0 Km/h.

- velocidade de 4.0 Km/h.

Quanto às condições de suporte do peso corporal:

- condição sem suporte ou suporte de 0%.

- condição de 20% de suporte.

- condição de 50% de suporte.

- condição de 80% de suporte.

Após o posicionamento dos sensores o voluntário vestiu o colete para a suspensão, utilizando entre o tronco e o colete uma espuma de proteção sobre os arcos costais médios e inferiores.

Figura 6: Colete utilizado no voluntário para suspensão

Em seguida, foi realizada a calibração das centrais inerciais. Para esta finalidade, o voluntário foi orientado a permanecer a 3 metros da esteira, na posição em pé, com os pés paralelos na distância biacromial, e os membros superiores em posição relaxada. Solicitou-se também que permanecesse olhando para a frente na direção da linha do horizonte.

A calibração das centrais inerciais determinou que, por convenção, os movimentos de flexão de quadril, flexão do joelho e flexão dorsal do tornozelo gerariam valores positivos; os movimentos de extensão de quadril e flexão plantar do tornozelo gerariam valores negativos. O movimento de extensão do joelho foi considerado como o retorno do movimento de flexão, portanto, indicando valores que se aproximavam no sentido do valor zero. Foram considerados os valores de zero para a posição neutra de cada articulação, determinada na calibração.

Em seguida, o voluntário iniciou a caminhada na esteira, partindo de uma condição de velocidade baixa.

Para determinar a velocidade auto selecionada de marcha na esteira, solicitou-se que o voluntário caminhasse numa velocidade que lhes fosse confortável e natural. Após verificar a estabilização do padrão de marcha associada ao uso do colete, este ainda desacoplado ao suporte portátil, e portanto, ainda sem qualquer suspensão da massa corporal, assumiu-se que foi possível definir a velocidade auto selecionada em esteira.

Assim que a velocidade auto selecionada foi determinada, iniciou-se a primeira coleta dos dados na condição de velocidade auto selecionada e sem suspensão. Esta condição foi utilizada para fins de normalização do sinal eletromiográfico.

Findada a primeira situação de coleta de dados, deu-se um pequeno intervalo de cerca de 3 minutos para os procedimentos a seguir:

Antes de cada condição combinada entre velocidade e taxa de suspensão, foi preciso determinar o nível de alívio do peso corporal que deveria ser realizado. Assim, antes de iniciar cada condição de velocidade s suspensão, o sujeito foi pesado na plataforma para registro da massa total, e imediatamente após determinada a taxa de suporte pela randomização das condições, era feita a suspensão de 20%, ou 50% ou 80% da massa corporal, até alcançar o valor de massa residual registrada pela plataforma de força. A sequência de eventos é descrita a seguir:

- o voluntário permaneceu fora da esteira, para que a plataforma indicasse “valor zero” (calibração da plataforma).

- o voluntário subiu na esteira para aferição da massa corporal

- o voluntário foi acoplado ao sistema de suporte portátil.

- foi realizada a suspensão do valor especificado e verificada a porcentagem de suporte por meio dos valores indicados pela plataforma de força, conforme determinação indicada pela randomização (suspensão a 20%, 50% ou 80%).

A combinação das condições resultou nas seguintes situações configuradas:

- velocidade auto selecionada a 0%; 20%; 50% e 80% de suspensão.

- velocidade de 2.0 Km/h a 0%; 20%; 50% e 80% de suspensão.

- velocidade de 4.0 km/h 0%, 20%, 50% e 80% de suspensão.

A determinação da ordem das condições se deu de modo randômico com o devido balanceamento para evitar o chamado efeito de ordem.

Foram necessárias portanto, 12 condições para aferição dos dados, além da primeira coleta para a normalização do sinal eletromiográfico, totalizando 13 momentos de coleta, com duração aproximada de cerca de 1 minuto cada. Dentro do tempo de 1 minuto, utilizou-se a quantidade de 10 passadas para a coleta dos dados.

7. Variáveis de Análise

7.1. Variáveis Cinemáticas

As variáveis aduzidas a partir da metodologia cinemática são listadas abaixo:

Parâmetros espaço-temporais:

- Cadência

- Comprimento de Passo

- Tempo do ciclo de marcha

- Porcentagem da fase de balanço

Parâmetros angulares:

- Amplitude articular do quadril

- Pico de flexão e extensão do quadril

- Amplitude articular do joelho

- Pico de flexão do joelho

- Amplitude articular do tornozelo

- Picos de dorsiflexão e flexão plantar do tornozelo

Para a determinação das variáveis cinemáticas o ciclo de marcha foi dividido em 8 subfases, conforme especificado por Perry (2005).

7.2. Variáveis Eletromiográficas

Para a análise eletromiográfica dos músculos glúteo médio (GM), reto femoral (RF), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL), foram selecionados os seguintes parâmetros:

a) Intensidade de ativação do sinal EMG calculada por meio do RMS (*Root Mean Square*) para cada músculo analisado durante as condições de coleta utilizadas, nos seguintes momentos: contato inicial, resposta à carga, apoio médio, apoio terminal, pré-balanço, balanço inicial, balanço médio, balanço terminal.
b) Envoltório Linear durante o ciclo de marcha: para caracterizar o comportamento qualitativo de ativação temporal de cada músculo durante a realização do movimento, em cada subfase do ciclo.
c) Pré ativação muscular: calculou-se a Intensidade de ativação (RMS) a 100 milissegundos (ms) do contato inicial nas condições utilizadas.
d) Índice de Co-contração dos músculos vasto lateral e bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio lateral durante os seguintes momentos: contato inicial, resposta à carga e balanço terminal.

As mesmas subdivisões do ciclo de marcha foram utilizadas para a interpretação dos achados eletromiográficos (PERRY, 2005).

8. Procedimento Matemático dos Dados

Após aquisição dos dados cinemáticos, os sinais originais foram exportados e tratados por rotinas matemáticas elaboradas no programa Matlab versão 7.10.0, da Mathworks, Inc. Utilizando tais rotinas, o sinal foi tratado com um filtro digital recursivo Butterworth de quarta ordem, com frequência de 20 Hz.

Após a aquisição dos dados de eletromiografia, estes foram também exportados e tratados por rotinas matemáticas elaboradas no mesmo software Matlab versão 7.10.0, da Mathworks, Inc.

Para o sinal eletromiográfico original foi aplicado um filtro digital recursivo Butterworth de quarta ordem, passa banda de 20 a 450 Hz.

A normalização do sinal de eletromiografia se fez pela tarefa de marcha realizada na condição de 0% de suspensão durante a velocidade auto selecionada, e com a utilização do colete. Utilizou-se uma janela móvel de 100 milissegundos, com sobreposição de 99%. Então calculou-se o valor máximo de RMS (*Root Mean Square*) para todas as janelas, considerando-se o maior valor como norma.

Os procedimentos para o cálculo do envoltório linear seguiram as diretrizes de Winter (1991). Deste modo, o sinal eletromiográfico original foi retificado pelo procedimento de onda cheia e normalizado pela média da curva, sendo empregada uma frequência de corte de 3Hz.

Os valores de RMS das variáveis, bem como o envoltório foram divididos pelo valor da normalização.

Os valores de Co-contração nos momentos específicos foram obtidos seguindo os procedimentos de Winter (1991), a partir da expressão:

$$\%COCON = 2 \times \frac{commonarea\ A\ \&\ B}{area\ \ A + area\ \ B} \times 100$$

9. Procedimentos Estatísticos

A análise estatística foi realizada no programa *SigmaPlot,* versão 11.0, da *Systat Software, Inc*. Foram aplicados os testes de Komolgorov-Smirnov para verificar a normalidade da distribuição dos dados e o teste de Esfericidade de Mauchly.

Para averiguar a diferença entre as situações, foi realizada uma análise de variância com dois fatores (velocidade e sustentação), para medidas repetidas (ANOVA *Two-way*) adotando-se 0,05 como nível de significância.

Na ocorrência de interação ou efeito principal foi utilizado o *pos hoc* de Tukey, com nível de significância de 0,05 como teste de comparação múltipla de médias.

10. RESULTADOS

A apresentação dos resultados seguirá conforme descrito:

O resultado da análise de variância, a significância estatística dos efeitos principais (velocidade e suspensão), bem como de interação estão igualmente indicados na tabela. Caso haja interação, a comparação de médias realizado pelo *post hoc* de Tukey é também assinalada.

Para cada variável analisada, a primeira tabela apresentará os resultados para interação. De modo subsequente, a tabela seguinte apresentará os resultados para efeito principal de velocidade e ou nível de suspensão.

Para a atividade eletromiográfica, as figuras 7, 8 e 9 apresentam o comportamento do envoltório linear dos músculos estudados, obtido durante todo o ciclo de marcha, e divididos conforme descrito:

Figura 7: Comportamento angular da articulação do quadril com o envoltório linear para os músculos glúteo médio e reto femoral

Figura 8: Comportamento angular da articulação do joelho com o envoltório linear para os músculos vasto lateral e bíceps femoral.

Figura 9: Comportamento angular da articulação do tornozelo com o envoltório linear para os músculos tibial anterior e gastrocnêmio lateral

Na tabela 1 podem ser encontradas as médias e os desvios padrão (entre parênteses) das variáveis cinemáticas nas doze condições experimentais do estudo (três velocidades e quatro níveis de suspensão).

Na tabela 2 são identificadas as diferenças significativas unicamente para os efeitos principais de velocidade e suspensão, encontrados para as variáveis tempo de ciclo, pico angular de flexão de quadril, pico angular de extensão de quadril, amplitude angular do tornozelo, pico de flexão plantar do tornozelo e comprimento de passo.

Tabela 1: Médias e desvios padrão (entre parênteses) das variáveis cinemáticas do estudo: cadência (Cad.), comprimento de passo (Cp. Passo). tempo do ciclo de marcha (T. Ciclo), tempo da fase de apoio (T. Apoio), a porcentagem do tempo de apoio em relação ao total do ciclo (% Apoio), tempo da fase de balanço (T. Balanço), a porcentagem do tempo de balanço em relação ao total do ciclo (% Balanço), amplitude da articulação do quadril (A. Quadril), pico de flexão do quadril (P. Flex. Quadril), pico de extensão de quadril (P. Ext. Quadril), amplitude da articulação do joelho (A. Joelho), pico de flexão do joelho (P. Flex. Joelho), pico de extensão de joelho (P. Ext. Joelho), amplitude da articulação do tornozelo (Amp. Tornozelo), pico de dorsiflexão do tornozelo (P. Dorsiflex. Tor.), pico de flexão plantar de tornozelo (P. Flex. Plant. Tor.). I – efeito de interação significante; V – efeito principal de velocidade significante; S – efeito principal de suspensão significante; a – estatisticamente diferente de V_2S_0; b – estatisticamente diferente de V_2S_{20}; c – estatisticamente diferente de V_2S_{50}; d – estatisticamente diferente de V_2S_{80}; e – estatisticamente diferente de V_4S_0; f – estatisticamente diferente de V_4S_{20}; g – estatisticamente diferente de V_4S_{50}; h – estatisticamente diferente de V_4S_{80}; i – estatisticamente diferente de $V_{AS}S_0$; j – estatisticamente diferente de $V_{AS}S_{20}$; k – estatisticamente diferente de $V_{AS}S_{50}$; l – estatisticamente diferente de $V_{AS}S_{80}$.

Variáveis	**V_2S_0** (a)	**V_2S_{20}** (b)	**V_2S_{50}** (c)	**V_2S_{80}** (d)	**V_4S_0** (e)	**V_4S_{20}** (f)	**V_4S_{50}** (g)	**V_4S_{80}** (h)	**$V_{AS}S_0$** (i)	**$V_{AS}S_{20}$** (j)	**$V_{AS}S_{50}$** (k)	**$V_{AS}S_{80}$** (l)
Cad., passos/min ^{I}	$65_{(10)}^{d}$	$64_{(10)}$	$63_{(10)}$	$61_{(9)}$	$101_{(8)}^{g,h,a}$	$99_{(8)}^{g,h,b}$	$94_{(8)}^{h,c}$	$89_{(8)}^{d}$	$110_{(8)}^{k,l,a,e}$	$107_{(9)}^{k,l,b,f}$	$99_{(10)}^{l,c,g}$	$93_{(7)}^{d,h}$
Cp. Passo, m ^{V,S}	$1{,}22_{(0{,}28)}$	$1{,}24_{(0{,}28)}$	$1{,}25_{(0{,}29)}$	$1{,}29_{(0{,}28)}$	$0{,}76_{(0{,}12)}$	$0{,}79_{(0{,}12)}$	$0{,}82_{(0{,}12)}$	$0{,}88_{(0{,}12)}$	$0{,}70_{(0{,}08)}$	$0{,}72_{(0{,}09)}$	$0{,}77_{(0{,}10)}$	$0{,}82_{(0{,}11)}$
T. Ciclo, s ^{V,S}	$1{,}90_{(0{,}29)}$	$1{,}93_{(0{,}31)}$	$1{,}95_{(0{,}31)}$	$2{,}02_{(0{,}31)}$	$1{,}19_{(0{,}09)}$	$1{,}23_{(0{,}09)}$	$1{,}29_{(0{,}09)}$	$1{,}37_{(0{,}09)}$	$1{,}10_{(0{,}07)}$	$1{,}13_{(0{,}09)}$	$1{,}22_{(0{,}13)}$	$1{,}29_{(0{,}09)}$
% Balanço ^{I}	$28_{(2)}$	$28_{(3)}$	$30_{(2)}^{a,b}$	$32_{(4)}^{a,b,c}$	$32_{(1)}^{a}$	$34_{(1)}^{e,b}$	$36_{(1))}^{e,f,c}$	$41_{(1)}^{e,f,g,d}$	$33_{(1)}^{a}$	$35_{(2)}^{i,b}$	$38_{(3)}^{i,j,c,g}$	$43_{(3)}^{i,j,k,d,h}$
A. Quadril, graus ^{I}	$44_{(7)}^{d,c}$	$44_{(8)}^{d,c}$	$39_{(7)}^{d}$	$32_{(7)}$	$48_{(5)}^{f,g,h,a}$	$45_{(5)}^{g,h}$	$40_{(5)}^{h}$	$30_{(5)}$	$50_{(4)}^{j,k,l,a,}$	$47_{(5)}^{k,l,b}$	$41_{(6)}^{l}$	$31_{(7)}$
P. Flex. Quadril, graus ^{S}	$29_{(8)}$	$29_{(8)}$	$28_{(9)}$	$26_{(9)}$	$29_{(9)}$	$29_{(9)}$	$28_{(9)}$	$24_{(9)}$	$30_{(10)}$	$30_{(8)}$	$29_{(10)}$	$25_{(10)}$
P. Ext. Quadril, graus ^{V,S}	$-15_{(8)}$	$-15_{(8)}$	$-11_{(7)}$	$-6_{(9)}$	$-19_{(8)}$	$-16_{(8)}$	$-12_{(8)}$	$-6_{(8)}$	$-19_{(9)}$	$-17_{(7)}$	$-12_{(9)}$	$-6_{(10)}$

(Continuação da tabela 1)

Variáveis	**V_2S_0** (a)	**V_2S_{20}** (b)	**V_2S_{50}** (c)	**V_2S_{80}** (d)	**V_4S_0** (e)	**V_4S_{20}** (f)	**V_4S_{50}** (g)	**V_4S_{80}** (h)	**$V_{AS}S_0$** (i)	**$V_{AS}S_{20}$** (j)	**$V_{AS}S_{50}$** (k)	**$V_{AS}S_{80}$** (l)
Amp. Joelho, graus[I]	$57_{(8)}^{d,c}$	$58_{(7)}^{d,c}$	$52_{(8)}^{d}$	$45_{(5)}$	$66_{(5)}^{f,g,h,a}$	$61_{(5)}^{g,h,b}$	$56_{(5)}^{h,c,k}$	$47_{(5)}$	$67_{(5)}^{j,k,l,a}$	$63_{(6)}^{k,l,b,f}$	$55_{(6)}^{l,c}$	$47_{(6)}^{d}$
P. Flex. Joelho, graus[I]	$55_{(9)}^{d,c}$	$56_{(8)}^{d,c}$	$52_{(9)}^{d}$	$49_{(8)}$	$64_{(8)}^{h,g,f,a}$	$61_{(8)}^{h,g,b}$	$57_{(8)}^{h,c}$	$49_{(8)}$	$65_{(8)}^{l,k,j,a}$	$63_{(8)}^{l,k,b,f}$	$56_{(8)}^{l,c}$	$51_{(8)}$
P. Ext. Joelho, graus	$-1_{(5)}$	$-2_{(5)}$	$0_{(5)}$	$4_{(5)}$	$-2_{(5)}$	$0_{(5)}$	$1_{(5)}$	$2_{(5)}$	$-2_{(5)}$	$-1_{(5)}$	$2_{(5)}$	$3_{(6)}$
Amp. Tornozelo, graus [V]	$23_{(7)}$	$24_{(9)}$	$24_{(9)}$	$25_{(9)}$	$29_{(6)}$	$29_{(6)}$	$31_{(6)}$	$30_{(6)}$	$31_{(7)}$	$30_{(9)}$	$32_{(8)}$	$32_{(10)}$
P. Dorsiflex. Tor., graus[I]	$9_{(4)}$	$8_{(4)}$	$9_{(4)}$	$9_{(4)}$	$9_{(3)}$	$9_{(3)}$	$9_{(3)}$	$10_{(3)}^{d}$	$9_{(4)}$	$8_{(4)}$	$9_{(4)}^{j}$	$11_{(4)}^{j,i,k,d}$
P. Flex. Plant. Tor., graus [V,S]	$-14_{(7)}$	$-16_{(10)}$	$-15_{(9)}$	$-16_{(10)}$	$-20_{(6)}$	$-20_{(6)}$	$-22_{(6)}$	$-20_{(6)}$	$-22_{(8)}$	$-22_{(9)}$	$-23_{(9)}$	$-21_{(10)}$
Comp. Passo, m [V,S]	$1{,}22_{(0{,}28)}$	$1{,}24_{(0{,}28)}$	$1{,}25_{(0{,}29)}$	$1{,}29_{(0{,}28)}$	$0{,}76_{(0{,}12)}$	$0{,}79_{(0{,}12)}$	$0{,}82_{(0{,}12)}$	$0{,}88_{(0{,}12)}$	$0{,}70_{(0{,}08)}$	$0{,}72_{(0{,}09)}$	$0{,}77_{(0{,}10)}$	$0{,}82_{(0{,}11)}$

Tabela 2: Resultado do efeito principal de velocidade e do efeito principal de suspensão da análise de variância realizada para variáveis cinemáticas.

Variáveis	**EP VELOCIDADE**			**EP SUSPENSÃO**			
	2 Km/h	**4 Km/h**	**AS**	**0 %**	**20 %**	**50 %**	**80 %**
T. Ciclo	AS;4	AS	-	-	-	0;20	0;20;50
P. Flex. Quadril	-	-	-	80	80	80	-
P. Ext. Quadril	AS;4	-	-	-	-	0;20	0;20;50
Amp. Tornozelo	-	2	2;4	-	-	-	-
P. Flex. Plant. Tornozelo	AS;4	AS	-	-	-	-	-
Comp. de Passo	AS;4	AS	-	-	0	0;20	0;20;50

Na tabela 3 são encontradas as médias e os desvios padrão (entre parênteses) para os valores de RMS do músculo Glúteo Médio obtidos nas doze condições experimentais do estudo (velocidade 2,0 Km/h, 4,0 Km/h e velocidade auto selecionada para as quatro situações de suspensão: 0%, 20%, 50% e 80%); Na primeira coluna, os momentos (fases) da marcha são especificados para melhor identificação dos eventos.

Não foram encontradas diferenças significativas para a fase de pré-balanço em nenhuma das condições testadas.

Tabela 3: Médias e desvios padrão (entre parênteses) das variáveis eletromiográficas referentes ao estudo da atividade muscular do Glúteo Médio nas fases da marcha: I – efeito de interação significante; V – efeito principal de velocidade significante; S – efeito principal de suspensão significante; a – estatisticamente maior do que V_2S_0; b – estatisticamente maior do que V_2S_{20}; c – estatisticamente maior do que V_2S_{50}; d – estatisticamente maior do que V_2S_{80}; e – estatisticamente maior do que V_4S_0; f – estatisticamente maior do que V_4S_{20}; g – estatisticamente maior do que V_4S_{50}; h – estatisticamente maior do que V_4S_{80}; i – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_0$; j – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{20}$; k – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{50}$; l – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{80}$. NS – estatisticamente não significante. Nível de significância assumido foi de 0,05.

RMS – GLÚTEO MÉDIO	**V_2S_0** (a)	**V_2S_{20}** (b)	**V_2S_{50}** (c)	**V_2S_{80}** (d)	**V_4S_0** (e)	**V_4S_{20}** (f)	**V_4S_{50}** (g)	**V_4S_{80}** (h)	**$V_{AS}S_0$** (i)	**$V_{AS}S_{20}$** (j)	**$V_{AS}S_{50}$** (k)	**$V_{AS}S_{80}$** (l)
Contato Incial ^{I}	$25_{(14)}^{d,c,b}$	$18_{(10)}^{d}$	$15_{(11)}$	$11_{(8)}$	$52_{(21)}^{h,g,f,b}$	$40_{(21)}^{h,g,b}$	$26_{(21)}^{h,b}$	$15_{(21)}$	$53_{(22)}^{l,k,j,b}$	$43_{(20)}^{l,k,b}$	$27_{(17)}^{l,b}$	$14_{(8)}$
Resp. à Carga ^{I}	$38_{(15)}^{d,c,b}$	$30_{(16)}^{d,c}$	$19_{(11)}^{d}$	$13_{(9)}$	$48_{(16)}^{h,g,f,g,a}$	$34_{(16)}^{g}$	$22_{(16)}^{h}$	$13_{(16)}$	$46_{(20)}^{l,k,j,a}$	$34_{(16)}^{l,k}$	$20_{(13)}^{l}$	$15_{(9)}$
Apoio Medio ^{I}	$24_{(11)}^{d,c,b,i,e}$	$17_{(10)}^{d,c,f,j}$	$11_{(9)}^{k}$	$12_{(8)}$	$17_{(11)}^{h,g,f}$	$10_{(11)}^{h,g}$	$11_{(11)}$	$12_{(11)}$	$16_{(10)}^{l,k,j}$	$10_{(7)}^{l,k}$	$12_{(9)}$	$13_{(11)}$
Apoio Terminal ^{I}	$72_{(2)}^{c,d,b,i,e}$	$72_{(3)}^{c,d,f,j}$	$70_{(2)}$	$68_{(4)}$	$68_{(1)}^{f,g,h}$	$66_{(1)}$	$64_{(1)}$	$59_{(1)}$	$67_{(1)}^{j,k}$	$65_{(2)}$	$62_{(3)}$	$57_{(3)}$
Pré-Balanço ^{NS}	$10_{(6)}$	$10_{(7)}$	$10_{(8)}$	$11_{(8)}$	$14_{(12)}$	$10_{(12)}$	$12_{(12)}$	$11_{(12)}$	$12_{(11)}$	$11_{(9)}$	$12_{(10)}$	$12_{(10)}$
Balanço Inicial ^{I}	$10_{(6)}$	$10_{(8)}$	$10_{(8)}$	$10_{(8)}$	$15_{(15)}^{h,f,a}$	$11_{(15)}$	$12_{(15)}$	$10_{(15)}$	$14_{(10)}^{a}$	$12_{(10)}$	$11_{(9)}$	$11_{(10)}$
Balanço Médio ^{I}	$9_{(5)}$	$10_{(7)}$	$10_{(8)}$	$9_{(7)}$	$12_{(7)}^{a}$	$11_{(7)}^{b}$	$12_{(7)}^{c}$	$10_{(7)}$	$14_{(8)}^{k,l,a,e}$	$13_{(8)}^{b,f}$	$11_{(7)}$	$12_{(9)}^{d,h}$
Balanço Terminal ^{I}	$15_{(7)}$	$12_{(7)}$	$12_{(8)}$	$10_{(6)}$	$30_{(16)}^{h,g,f,a}$	$26_{(16)}^{h,g,b}$	$19_{(16)}^{h,c}$	$13_{(16)}$	$36_{(18)}^{l,k,a,e}$	$33_{(16)}^{l,k,b,f}$	$23_{(14)}^{l,c,g}$	$15_{(10)}^{d}$

Na tabela 4 são encontradas as médias e os desvios padrão (entre parênteses) para os valores de RMS do músculo Reto Femoral obtidos nas doze condições experimentais do estudo (velocidade 2,0 Km/h, 4,0 Km/h e velocidade auto selecionada para as quatro situações de suspensão: 0%, 20%, 50% e 80

Na tabela 5 apenas os efeitos principais de velocidade e suspensão para o músculo Reto Femoral, são especificados para os seguintes momentos: apoio terminal, balanço inicial e balanço médio.

Tabela 4: Médias e desvios padrão (entre parênteses) das variáveis eletromiográficas referentes ao estudo da atividade muscular do Reto Femoral nas fases da marcha: I – efeito de interação significante; V – efeito principal de velocidade significante; S – efeito principal de suspensão significante; a – estatisticamente maior do que V_2S_0; b – estatisticamente maior do que V_2S_{20}; c – estatisticamente maior do que V_2S_{50}; d – estatisticamente maior do que V_2S_{80}; e – estatisticamente maior do que V_4S_0; f – estatisticamente maior do que V_4S_{20}; g – estatisticamente maior do que V_4S_{50}; h – estatisticamente maior do que V_4S_{80}; i – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_0$; j – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{20}$; k – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{50}$; l – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{80}$. Nível de significância assumido foi de 0,05.

RMS – RETO FEMORAL	**V_2S_0** (a)	**V_2S_{20}** (b)	**V_2S_{50}** (c)	**V_2S_{80}** (d)	**V_4S_0** (e)	**V_4S_{20}** (f)	**V_4S_{50}** (g)	**V_4S_{80}** (h)	**$V_{AS}S_0$** (i)	**$V_{AS}S_{20}$** (j)	**$V_{AS}S_{50}$** (k)	**$V_{AS}S_{80}$** (l)
Contato Inicial ^{I}	$17_{(15)}$	$15_{(13)}$	$17_{(16)}$	$21_{(16)}$	$33_{(22)}^{h,g,f,a}$	$21_{(22)}^{b}$	$18_{(22)}$	$15_{(22)}$	$44_{(29)}^{l,k,j,a,e}$	$28_{(20)}^{l,k,b,f}$	$22_{(20)}^{l}$	$16_{(14)}$
Resp. à Carga ^{I}	$22_{(23)}$	$21_{(37)}$	$18_{(14)}$	$19_{(13)}$	$39_{(23)}^{h,g,f,a}$	$21_{(23)}$	$19_{(23)}$	$15_{(23)}$	$58_{(74)}^{l,k,j,a,d}$	$25_{(17)}$	$21_{(15)}$	$15_{(12)}$
Apoio Médio	$14_{(11)}$	$14_{(15)}$	$18_{(23)}$	$16_{(13)}$	$16_{(9)}$	$12_{(9)}$	$14_{(9)}$	$12_{(9)}$	$19_{(15)}$	$13_{(10)}$	$18_{(29)}$	$14_{(14)}$
Apoio Terminal $^{V\ S}$	$9_{(7)}$	$9_{(9)}$	$11_{(8)}$	$12_{(8)}$	$10_{(6)}$	$12_{(6)}$	$14_{(6)}$	$11_{(6)}$	$13_{(9)}$	$17_{(21)}$	$23_{(53)}$	$11_{(8)}$
Pré-Balanço ^{I}	$11_{(8)}$	$9_{(6)}$	$9_{(6)}$	$10_{(6)}$	$20_{(15)}^{h,g,a}$	$17_{(15)}^{h,g,b}$	$12_{(15)}$	$9_{(15)}$	$32_{(22)}^{l,k,j,a,e}$	$24_{(19)}^{l,k,b,f}$	$13_{(12)}^{l}$	$9_{(7)}$
Balanço Inicial $^{V\ S}$	$9_{(8)}$	$9_{(7)}$	$8_{(6)}$	$9_{(7)}$	$15_{(11)}$	$10_{(11)}$	$14_{(11)}$	$10_{(11)}$	$15_{(12)}$	$15_{(15)}$	$17_{(36)}$	$12_{(17)}$
Balanço Médio $^{V\ S}$	$9_{(6)}$	$10_{(9)}$	$18_{(38)}$	$16_{(15)}$	$11_{(14)}$	$11_{(14)}$	$13_{(14)}$	$15_{(14)}$	$11_{(8)}$	$14_{(12)}$	$15_{(20)}$	$17_{(16)}$
Balanço Terminal ^{I}	$20_{(19)}$	$18_{(16)}$	$22_{(21)}$	$25_{(21)}^{a}$	$27_{(18)}^{g,h,f,a}$	$20_{(18)}$	$17_{(18)}$	$20_{(18)}$	$36_{(22)}^{l,k,j,a,e}$	$25_{(16)}^{l,b}$	$21_{(13)}$	$20_{(16)}$

Tabela 5: resultado do efeito principal de velocidade e do efeito principal de suspensão da análise de variância realizada. RMS Reto Femoral.

Variáveis	**EP VELOCIDADE**			**EP SUSPENSÃO**			
	2 Km/h	**4 Km/h**	**AS**	**0 %**	**20 %**	**50 %**	**80 %**
Apoio Terminal	-	-	2;4	-	-	0	-
Balanço Inicial	-	-	2	-	-	-	-
Balanço Médio	-	-	-	-	-	0	0

Na tabela 6 são encontradas as médias e os desvios padrão (entre parênteses) para os valores de RMS do músculo Vasto Lateral obtidos nas doze condições experimentais do estudo (velocidade 2,0 Km/h, 4,0 Km/h e velocidade auto selecionada para as quatro situações de suspensão: 0%, 20%, 50% e 80

Na tabela 7 são identificadas as diferenças significativas unicamente para os efeitos principais de velocidade e suspensão, encontrados para o músculo Vasto Lateral para os momentos de apoio médio, apoio terminal, pré balanço e balanço médio.

Tabela 6: Médias e desvios padrão (entre parênteses) das variáveis eletromiográficas referentes ao estudo da atividade muscular do Vasto Lateral nas fases da marcha: I – efeito de interação significante; V – efeito principal de velocidade significante; S – efeito principal de suspensão significante; a – estatisticamente maior do que V_2S_0; b – estatisticamente maior do que V_2S_{20}; c – estatisticamente maior do que V_2S_{50}; d – estatisticamente maior do que V_2S_{80}; e – estatisticamente maior do que V_4S_0; f – estatisticamente maior do que V_4S_{20}; g – estatisticamente maior do que V_4S_{50}; h – estatisticamente maior do que V_4S_{80}; i – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_0$; j – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{20}$; k – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{50}$; l – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{80}$. NS – estatisticamente não significante. Nível de significância assumido foi de 0,05.

RMS – VASTO LATERAL	**V_2S_0** (a)	**V_2S_{20}** (b)	**V_2S_{50}** (c)	**V_2S_{80}** (d)	**V_4S_0** (e)	**V_4S_{20}** (f)	**V_4S_{50}** (g)	**V_4S_{80}** (h)	**$V_{AS}S_0$** (i)	**$V_{AS}S_{20}$** (j)	**$V_{AS}S_{50}$** (k)	**$V_{AS}S_{80}$** (l)
Contato Inicial ^{I}	$25_{(22)}$	$22_{(23)}$	$25_{(24)}$	$29_{(23)}$	$51_{(28)}^{h,g,f,a}$	$32_{(28)}^{h,b}$	$27_{(28)}$	$22_{(28)}$	$61_{(28)}^{l,k,j,a,e}$	$36_{(17)}^{l,b}$	$33_{(29)}^{l}$	$23_{(22)}$
Resp. à Carga ^{I}	$29_{(25)}$	$25_{(27)}$	$27_{(23)}$	$28_{(22)}$	$51_{(30)}^{h,g,f,a}$	$31_{(30)}^{h}$	$25_{(30)}$	$20_{(30)}$	$57_{(26)}^{l,k,j,a}$	$32_{(14)}^{l}$	$27_{(26)}$	$21_{(19)}$
Apoio Médio ^{V}	$19_{(18)}$	$20_{(20)}$	$22_{(18)}$	$21_{(17)}$	$17_{(16)}$	$16_{(16)}$	$14_{(16)}$	$15_{(16)}$	$17_{(11)}$	$13_{(9)}$	$16_{(14)}$	$15_{(15)}$
Apoio Terminal ^{S}	$11_{(11)}$	$11_{(14)}$	$14_{(13)}$	$15_{(14)}$	$10_{(12)}$	$11_{(12)}$	$13_{(12)}$	$11_{(12)}$	$10_{(11)}$	$9_{(9)}$	$13_{(15)}$	$10_{(10)}$
Pré-Balanço $^{V\,S}$	$13_{(15)}$	$11_{(13)}$	$11_{(11)}$	$10_{(9)}$	$8_{(8)}$	$8_{(8)}$	$8_{(8)}$	$6_{(8)}$	$11_{(9)}$	$10_{(11)}$	$6_{(6)}$	$6_{(7)}$
Balanço Inicial ^{NS}	$7_{(6)}$	$6_{(5)}$	$6_{(6)}$	$6_{(6)}$	$7_{(7)}$	$7_{(7)}$	$7_{(7)}$	$7_{(7)}$	$8_{(6)}$	$6_{(5)}$	$6_{(6)}$	$6_{(9)}$
Balanço Médio $^{V\,S}$	$7_{(5)}$	$9_{(14)}$	$10_{(11)}$	$15_{(18)}$	$11_{(11)}$	$12_{(11)}$	$12_{(11)}$	$16_{(11)}$	$13_{(10)}$	$12_{(8)}$	$13_{(12)}$	$16_{(17)}$
Balanço Terminal ^{I}	$23_{(22)}$	$21_{(26)}$	$27_{(27)}$	$32_{(27)}^{b,a}$	$38_{(24)}^{g,h,a}$	$31_{(24)}^{b}$	$28_{(24)}$	$28_{(24)}$	$48_{(18)}^{l,k,j,a,e}$	$35_{(14)}^{b}$	$33_{(24)}$	$28_{(23)}$

Tabela 7: resultado do efeito principal de velocidade e do efeito principal de suspensão da análise de variância realizada. RMS Vasto Lateral.

Variáveis	**EP VELOCIDADE**			**EP SUSPENSÃO**			
	2 Km/h	**4 Km/h**	**AS**	**0 %**	**20 %**	**50 %**	**80 %**
Apoio Médio	AS;4	-	-	-	-	-	-
Apoio Terminal	-	-	-	-	-	0;20	-
Pré-Balanço	4;AS	-	-	80;50	80	-	-
Balanço Médio	-	-	2	-	-	-	0;20;50

Na tabela 8 são encontradas as médias e os desvios padrão (entre parênteses) para os valores de RMS do músculo Bíceps Femoral obtidos nas doze condições experimentais do estudo (velocidade 2,0 Km/h, 4,0 Km/h e velocidade auto selecionada para as quatro situações de suspensão: 0%, 20%, 50% e 80

Na tabela 9 são identificadas as diferenças significativas unicamente para os efeitos principais de velocidade e suspensão para o músculo Bíceps Femoral, encontrados para os momentos de contato inicial, resposta à carga, apoio terminal, pré-balanço e balanço inicial.

Tabela 8: Tabela 1: Médias e desvios padrão (entre parênteses) das variáveis eletromiográficas referentes ao estudo da atividade muscular do Bíceps Femoral nas da marcha: I – efeito de interação significante; V – efeito principal de velocidade significante; S – efeito principal de suspensão significante; a – estatisticamente maior do que V_2S_0; b – estatisticamente maior do que V_2S_{20}; c – estatisticamente maior do que V_2S_{50}; d – estatisticamente maior do que V_2S_{80}; e – estatisticamente maior do que V_4S_0; f – estatisticamente maior do que V_4S_{20}; g – estatisticamente maior do que V_4S_{50}; h – estatisticamente maior do que V_4S_{80}; i – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_0$; j – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{20}$; k – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{50}$; l – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{80}$. Nível de significância assumido foi de 0,05.

RMS – BÍCEPS FEMORAL	**V_2S_0 (a)**	**V_2S_{20} (b)**	**V_2S_{50} (c)**	**V_2S_{80} (d)**	**V_4S_0 (e)**	**V_4S_{20} (f)**	**V_4S_{50} (g)**	**V_4S_{80} (h)**	**$V_{AS}S_0$ (i)**	**$V_{AS}S_{20}$ (j)**	**$V_{AS}S_{50}$ (k)**	**$V_{AS}S_{80}$ (l)**
Contato Inicial $^{V\ S}$	$25_{(13)}$	$26_{(16)}$	$20_{(16)}$	$16_{(12)}$	$30_{(22)}$	$31_{(22)}$	$27_{(22)}$	$27_{(22)}$	$47_{(91)}$	$30_{(21)}$	$24_{(17)}$	$28_{(23)}$
Resp. à Carga ^{V}	$24_{(12)}$	$24_{(15)}$	$22_{(15)}$	$21_{(16)}$	$27_{(24)}$	$25_{(24)}$	$27_{(24)}$	$33_{(24)}$	$37_{(46)}$	$28_{(20)}$	$28_{(18)}$	$35_{(27)}$
Apoio Medio ^{I}	$15_{(9)}$	$22_{(15)}$	$27_{(17)}{}^{a}$	$33_{(23)}{}^{a,b}$	$13_{(10)}$	$24_{(10)}{}^{e}$	$37_{(10)}{}^{e,f,c}$	$46_{(10)}{}^{e,f,g,d}$	$21_{(33)}$	$25_{(20)}$	$41_{(30)}{}^{i,j,c}$	$52_{(35)}{}^{i,j,k,d}$
Apoio Terminal ^{S}	$15_{(12)}$	$27_{(21)}$	$34_{(25)}$	$41_{(30)}$	$12_{(10)}$	$26_{(10)}$	$30_{(10)}$	$35_{(10)}$	$13_{(11)}$	$20_{(20)}$	$34_{(33)}$	$39_{(31)}$
Pré-Balanço $^{V\ S}$	$20_{(18)}$	$30_{(30)}$	$30_{(29)}$	$33_{(30)}$	$10_{(11)}$	$16_{(11)}$	$16_{(11)}$	$19_{(11)}$	$10_{(10)}$	$12_{(13)}$	$17_{(22)}$	$19_{(16)}$
Balanço Inicial ^{V}	$15_{(14)}$	$20_{(22)}$	$19_{(18)}$	$21_{(18)}$	$11_{(13)}$	$11_{(13)}$	$11_{(13)}$	$12_{(13)}$	$12_{(10)}$	$10_{(8)}$	$13_{(15)}$	$13_{(10)}$
Balanço Médio ^{I}	$10_{(9)}$	$12_{(11)}$	$10_{(9)}$	$10_{(9)}$	$31_{(18)}{}^{h,g,a}$	$30_{(18)}{}^{h,g,b}$	$23_{(18)}{}^{h,c}$	$15_{(18)}$	$45_{(27)}{}^{l,k,a,e}$	$41_{(21)}{}^{l,k,b,f}$	$32_{(23)}{}^{l,c,g}$	$16_{(12)}$
Balanço Terminal ^{I}	$21_{(12)}$	$21_{(14)}$	$16_{(13)}$	$13_{(11)}$	$42_{(18)}{}^{h,a}$	$45_{(18)}{}^{h,b}$	$34_{(18)}{}^{h,c}$	$23_{(18)}$	$54_{(29)}{}^{l,j,k,a,e,b}$	$41_{(19)}{}^{l}$	$42_{(65)}{}^{l,c}$	$24_{(21)}{}^{d}$

Tabela 9: resultado do efeito principal de velocidade e do efeito principal de suspensão da análise de variância realizada. RMS Bíceps Femoral.

Variáveis	**EP VELOCIDADE**			**EP SUSPENSÃO**			
	2 Km/h	**4 Km/h**	**AS**	**0 %**	**20 %**	**50 %**	**80 %**
Contato Inicial	-	-	2	80;50	-	-	-
Resp. à Carga	-	2	2	-	-	-	-
Apoio Terminal	-	-	-	-	0	0;20	0;20;50
Pré-Balanço	AS;4	-	-	-	0	0	0
Balanço Inicial	4;AS	-	-	-	-	-	-

Na tabela 10 são encontradas as médias e os desvios padrão (entre parênteses) para os valores de RMS do músculo Tibial Anterior obtidos nas doze condições experimentais do estudo (velocidade 2,0 Km/h, 4,0 Km/h e velocidade auto selecionada para as quatro situações de suspensão: 0%, 20%, 50% e 80.

Na tabela 11 são identificadas as diferenças significativas em que foi obtida significância estatística para os efeitos principais durante as fases de resposta à carga e balanço médio para o músculo tibial anterior.

Tabela 10: Médias e desvios padrão (entre parênteses) das variáveis eletromiográficas referentes ao estudo da atividade muscular do Tibial Anterior nas fases da marcha: I – efeito de interação significante; V – efeito principal de velocidade significante; S – efeito principal de suspensão significante; a – estatisticamente maior do que V_2S_0; b – estatisticamente maior do que V_2S_{20}; c – estatisticamente maior do que V_2S_{50}; d – estatisticamente maior do que V_2S_{80}; e – estatisticamente maior do que V_4S_0; f – estatisticamente maior do que V_4S_{20}; g – estatisticamente maior do que V_4S_{50}; h – estatisticamente maior do que V_4S_{80}; i – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_0$; j – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{20}$; k – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{50}$; l – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{80}$. NS – estatisticamente não significante. Nível de significância assumido foi de 0,05.

Variáveis (TA)	**V_2S_0** (a)	**V_2S_{20}** (b)	**V_2S_{50}** (c)	**V_2S_{80}** (d)	**V_4S_0** (e)	**V_4S_{20}** (f)	**V_4S_{50}** (g)	**V_4S_{80}** (h)	**$V_{AS}S_0$** (i)	**$V_{AS}S_{20}$** (j)	**$V_{AS}S_{50}$** (k)	**$V_{AS}S_{80}$** (l)
Contato Inicial ^{I}	$31_{(11)}$	$29_{(9)}$	$27_{(12)}$	$28_{(12)}$	$40_{(20)}^{h,a}$	$39_{(20)}^{h,b}$	$33_{(20)}$	$29_{(20)}$	$43_{(24)}^{l,k,j,a}$	$34_{(19)}$	$32_{(17)}$	$27_{(14)}$
Resp. à Carga$^{V\ S}$	$29_{(14)}$	$34_{(12)}$	$30_{(10)}$	$27_{(12)}$	$22_{(13)}$	$22_{(13)}$	$20_{(13)}$	$19_{(13)}$	$23_{(12)}$	$19_{(12)}$	$17_{(12)}$	$17_{(11)}$
Apoio Médio ^{I}	$16_{(11)}^{e,i}$	$20_{(11)}^{d,a,j,f}$	$18_{(10)}^{d,g,k}$	$14_{(9)}^{l,h}$	$10_{(5)}$	$10_{(5)}$	$8_{(5)}$	$8_{(5)}$	$12_{(7)}^{l}$	$9_{(6)}$	$9_{(5)}$	$8_{(4)}$
Apoio Terminal ^{I}	$11_{(7)}^{d,c}$	$9_{(6)}$	$7_{(5)}$	$7_{(7)}$	$11_{(7)}$	$11_{(7)}^{b}$	$11_{(7)}^{c}$	$13_{(7)}^{d}$	$13_{(7)}^{a}$	$13_{(9)}^{b,f}$	$14_{(7)}^{c}$	$16_{(9)}^{i,d,h}$
Pré-Balanço ^{I}	$9_{(7)}$	$9_{(7)}$	$9_{(7)}$	$11_{(10)}$	$16_{(11)}^{a}$	$18_{(11)}^{b}$	$25_{(11)}^{e,f,c}$	$32_{(11)}^{e,f,g,d}$	$20_{(10)}^{a}$	$24_{(10)}^{i,b,f}$	$32_{(13)}^{i,j,c,g}$	$35_{(16)}^{i,j,d}$
Balanço Inicial ^{I}	$22_{(11)}$	$22_{(9)}$	$25_{(11)}$	$28_{(13)}^{b,a,c}$	$28_{(10)}^{a}$	$31_{(10)}^{e,b}$	$36_{(10)}^{e,f,c}$	$38_{(10)}^{e,f,d}$	$29_{(10)}^{a}$	$32_{(10)}^{i,b}$	$37_{(13)}^{i,j,c}$	$37_{(14)}^{i,j,d}$
Balanço Médio $^{V\ S}$	$22_{(9)}$	$24_{(10)}$	$24_{(10)}$	$28_{(12)}$	$25_{(9)}$	$26_{(9)}$	$30_{(9)}$	$31_{(9)}$	$26_{(9)}$	$28_{(8)}$	$31_{(11)}$	$33_{(13)}$
Balanço Terminal ^{I}	$28_{(9)}$	$28_{(11)}$	$30_{(13)}$	$34_{(16)}^{a,b}$	$46_{(12)}^{a}$	$45_{(12)}^{b}$	$46_{(12)}^{c}$	$44_{(12)}^{d}$	$52_{(14)}^{l,a,}$	$50_{(9)}^{b,f}$	$52_{(14)}^{l,c,g}$	$45_{(19)}^{d}$

Tabela 11: resultado do efeito principal de velocidade e do efeito principal de suspensão da análise de variância realizada. RMS TA

Variáveis	**EP VELOCIDADE**			**EP SUSPENSÃO**			
	2 Km/h	**4 Km/h**	**AS**	**0 %**	**20 %**	**50 %**	**80 %**
Resp. à Carga	AS;4	-	-	80	80	-	-
Balanço Médio	-	2	2;4	-	-	0	0;20

Na tabela 12 são encontradas as médias e os desvios padrão (entre parênteses) para os valores de RMS do músculo Gastrocnêmio Lateral obtidos nas doze condições experimentais do estudo (velocidade 2,0 Km/h, 4,0 Km/h e velocidade auto selecionada para as quatro situações de suspensão: 0%, 20%, 50% e 80

Na tabela 13 são identificadas as diferenças significativas unicamente para os efeitos principais de velocidade e suspensão para o músculo Gastrocnêmio Lateral, encontrados para o momento de pré-balanço.

Tabela 12: Médias e desvios padrão (entre parênteses) das variáveis eletromiográficas referentes ao estudo da atividade muscular do Gastrocnêmio Lateral nas fases da marcha: I – efeito de interação significante; V – efeito principal de velocidade significante; S – efeito principal de suspensão significante; a – estatisticamente maior do que V_2S_0; b – estatisticamente maior do que V_2S_{20}; c – estatisticamente maior do que V_2S_{50}; d – estatisticamente maior do que V_2S_{80}; e – estatisticamente maior do que V_4S_0; f – estatisticamente maior do que V_4S_{20}; g – estatisticamente maior do que V_4S_{50}; h – estatisticamente maior do que V_4S_{80}; i – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_0$; j – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{20}$; k – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{50}$; l – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{80}$. NS – estatisticamente não significante. Nível de significância assumido foi de 0,05.

RMS GASTROCNÊMIO LATERAL	**V_2S_0** (a)	**V_2S_{20}** (b)	**V_2S_{50}** (c)	**V_2S_{80}** (d)	**V_4S_0** (e)	**V_4S_{20}** (f)	**V_4S_{50}** (g)	**V_4S_{80}** (h)	**$V_{AS}S_0$** (i)	**$V_{AS}S_{20}$** (j)	**$V_{AS}S_{50}$** (k)	**$V_{AS}S_{80}$** (l)
Contato Inicial ^{I}	$9_{(8)}$	$6_{(6)}$	$5_{(4)}$	$5_{(3)}$	$19_{(25)}^{h,g,f,a}$	$13_{(25)}^{h,b}$	$9_{(25)}$	$6_{(25)}$	$23_{(23)}^{l,k,j,a,e}$	$15_{(14)}^{l,k,b}$	$9_{(6)}$	$7_{(5)}$
Resp. à Carga ^{I}	$15_{(13)}^{d,c,b}$	$7_{(7)}$	$6_{(4)}$	$5_{(4)}$	$18_{(14)}^{h,g,f,a}$	$14_{(14)}^{h,b}$	$11_{(14)}^{c}$	$10_{(14)}^{d}$	$24_{(16)}^{l,k,j,a,e,}$	$19_{(16)}^{l,k,b,f}$	$14_{(10)}^{l,c,g}$	$10_{(7)}^{d}$
Apoio Medio ^{I}	$25_{(14)}^{d,c,b,e}$	$14_{(10)}$	$10_{(6)}$	$10_{(7)}$	$24_{(11)}$	$20_{(11)}^{h,g,f,b}$	$18_{(11)}^{c}$	$17_{(11)}^{d}$	$27_{(11)}^{l,k,e,a}$	$25_{(13)}^{l,k,b,f}$	$20_{(9)}^{c}$	$19_{(12)}^{d}$
Apoio Terminal ^{I}	$33_{(13)}^{d,c}$	$29_{(12)}^{d,c}$	$21_{(11)}$	$17_{(11)}$	$45_{(14)}^{h,a}$	$42_{(14)}^{b}$	$39_{(14)}^{c}$	$38_{(14)}^{d}$	$53_{(14)}^{l,j,a,e}$	$44_{(15)}^{b}$	$46_{(19)}^{c,g}$	$41_{(37)}^{d}$
Pré-Balanço $^{V\ S}$	$20_{(10)}$	$25_{(18)}$	$19_{(12)}$	$21_{(15)}$	$11_{(8)}$	$14_{(8)}$	$11_{(8)}$	$9_{(8)}$	$9_{(5)}$	$10_{(8)}$	$10_{(8)}$	$10_{(7)}$
Balanço Inicial ^{I}	$7_{(4)}$	$12_{(10)}^{a,j,f}$	$10_{(10)}^{a,g,k}$	$10_{(13)}^{a,h,l}$	$6_{(5)}$	$7_{(5)}$	$7_{(5)}$	$6_{(5)}$	$7_{(6)}$	$7_{(5)}$	$7_{(6)}$	$6_{(4)}$
Balanço Médio ^{NS}	$4_{(3)}$	$5_{(3)}$	$5_{(4)}$	$4_{(4)}$	$5_{(3)}^{a}$	$5_{(3)}$	$5_{(3)}$	$5_{(3)}$	$6_{(5)}^{l,k,a,e}$	$6_{(5)}^{l,b}$	$5_{(4)}$	$5_{(3)}$
Balanço Terminal ^{I}	$5_{(3)}$	$4_{(3)}$	$4_{(3)}$	$4_{(3)}$	$13_{(27)}^{h,g,f}$	$8_{(27)}^{b}$	$7_{(27)}^{a}$	$6_{(27)}$	$12_{(7)}^{l,k,a}$	$11_{(8)}^{l,b}$	$7_{(4)}$	$6_{(3)}$

Tabela 13: resultado do efeito principal de velocidade e do efeito principal de suspensão da análise de variância realizada. RMS Gastrocnêmio lateral.

Variáveis	**EP VELOCIDADE**			**EP SUSPENSÃO**			
	2 Km/h	**4 Km/h**	**AS**	**0 %**	**20 %**	**50 %**	**80 %**
Pré-Balanço	AS;4	-	-	-	80;0	-	-

Na tabela 14 são encontradas as médias e os desvios padrão (entre parênteses) para os valores de RMS dos músculos Glúteo Médio, Reto Femoral, Vasto Lateral, Bíceps Femoral, Tibial Anterior e Gastrocnêmio Lateral obtidos no momento de 100ms antes do contato inicial do tornozelo.

Na tabela 15 são identificadas as diferenças significativas unicamente para os efeitos principais de velocidade e suspensão para o momento de 100ms antes do contato inicial do tornozelo.

Tabela 14: Médias e desvios padrão (entre parênteses) das variáveis eletromiográficas referentes ao estudo da atividade muscular a 100 ms do contato inicial do tornozelo: I – efeito de interação significante; V – efeito principal de velocidade significante; S – efeito principal de suspensão significante; a – estatisticamente maior do que V_2S_0; b – estatisticamente maior do que V_2S_{20}; c – estatisticamente maior do que V_2S_{50}; d – estatisticamente maior do que V_2S_{80}; e – estatisticamente maior do que V_4S_0; f – estatisticamente maior do que V_4S_{20}; g – estatisticamente maior do que V_4S_{50}; h – estatisticamente maior do que V_4S_{80}; i – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_0$; j – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{20}$; k – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{50}$; l – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{80}$.

PRÉ ATIVAÇÃO (100ms)	**V_2S_0** (a)	**V_2S_{20}** (b)	**V_2S_{50}** (c)	**V_2S_{80}** (d)	**V_4S_0** (e)	**V_4S_{20}** (f)	**V_4S_{50}** (g)	**V_4S_{80}** (h)	**$V_{AS}S_0$** (i)	**$V_{AS}S_{20}$** (j)	**$V_{AS}S_{50}$** (k)	**$V_{AS}S_{80}$** (l)
Glt medio ^{I}	$1_{(0)}^{d,c}$	$0_{(0)}$	$0_{(0)}$	$0_{(0)}$	$1_{(1)}^{h,g,f,a}$	$1_{(1)}^{h,g,b}$	$1_{(1)}^{h,c}$	$0_{(1)}^{l,k,j}$	$2_{(1)}^{l,k,a,e}$	$1_{(1)}^{l,b}$	$1_{(1)}^{c}$	$1_{(0)}$
Reto femoral ^{I}	$1_{(1)}$	$1_{(1)}$	$1_{(1)}$	$1_{(1)}$	$1_{(1)}^{h,g,a}$	$1_{(1)}$	$1_{(1)}$	$1_{(1)}$	$2_{(2)}^{l,k,j,a,e}$	$1_{(1)}^{l,b,f}$	$1_{(1)}$	$1_{(1)}$
Vasto lateral ^{I}	$1_{(1)}$	$1_{(1)}$	$1_{(1)}$	$1_{(1)}$	$2_{(1)}^{h,g,a}$	$1_{(1)}^{b}$	$1_{(1)}$	$1_{(1)}$	$2_{(2)}^{l,k,j,a,e}$	$1_{(1)}^{b}$	$1_{(1)}$	$1_{(1)}$
Bíceps femoral $^{V\ S}$	$1_{(1)}$	$1_{(1)}$	$1_{(1)}$	$0_{(0)}$	$2_{(2)}$	$2_{(2)}$	$1_{(2)}$	$1_{(2)}$	$3_{(3)}$	$2_{(1)}$	$2_{(6)}$	$1_{(1)}$
Tibial anterior ^{I}	$1_{(0)}$	$1_{(0)}$	$1_{(0)}$	$1_{(1)}$	$1_{(1)}^{a}$	$1_{(1)}^{b}$	$1_{(1)}^{c}$	$1_{(1)}$	$1_{(1)}^{l,a}$	$1_{(1)}^{l,b}$	$1_{(1)}^{l,c,g}$	$1_{(1)}$
Gastroc. Lateral ^{I}	$0_{(0)}$	$0_{(0)}$	$0_{(0)}$	$0_{(0)}$	$1_{(3)}^{h,g,f,a}$	$1_{(3)}$	$0_{(3)}$	$0_{(3)}$	$1_{(1)}^{l,k,j,a}$	$1_{(1)}^{b}$	$0_{(0)}$	$0_{(0)}$

Tabela 15: Resultado do efeito principal de velocidade e do efeito principal de suspensão da análise de variância realizada. Momento de Ativação a 100 ms do contato inicial.

PRÉ-ATIVAÇÃO (100ms)	**EP VELOCIDADE**			**EP SUSPENSÃO**			
	2 Km/h	**4 Km/h**	**AS**	**0 %**	**20 %**	**50 %**	**80 %**
Bíceps Femoral	-	2	2	80;50	80	-	-

Na tabela 16 são encontradas as médias e os desvios padrão (entre parênteses) para os valores de Co-contração entre os músculos vasto lateral e bíceps femoral, e tibial anterior e gastrocnêmio lateral, nos momentos de contato inicial do tornozelo, resposta à carga e balanço terminal.

Na tabela 17 são identificadas as diferenças significativas unicamente para os efeitos principais de velocidade e suspensão para os valores de co-contração entre os músculos vasto lateral e bíceps femoral, e tibial anterior e gastrocnêmio lateral, nos momentos de contato inicial do tornozelo, resposta à carga e balanço terminal.

Tabela 16: Médias e desvios padrão (entre parênteses) das variáveis eletromiográficas referentes ao estudo da Co-contração muscular nos momentos de contato inicial do tornozelo, resposta : I – efeito de interação significante; V – efeito principal de velocidade significante; S – efeito principal de suspensão significante; a – estatisticamente maior do que V_2S_0; b – estatisticamente maior do que V_2S_{20}; c – estatisticamente maior do que V_2S_{50}; d – estatisticamente maior do que V_2S_{80}; e – estatisticamente maior do que V_4S_0; f – estatisticamente maior do que V_4S_{20}; g – estatisticamente maior do que V_4S_{50}; h – estatisticamente maior do que V_4S_{80}; i – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_0$; j – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{20}$; k – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{50}$; l – estatisticamente maior do que $V_{AS}S_{80}$.

COCONTRAÇÃO	**V_2S_0** (a)	**V_2S_{20}** (b)	**V_2S_{50}** (c)	**V_2S_{80}** (d)	**V_4S_0** (e)	**V_4S_{20}** (f)	**V_4S_{50}** (g)	**V_4S_{80}** (h)	**$V_{AS}S_0$** (i)	**$V_{AS}S_{20}$** (j)	**$V_{AS}S_{50}$** (k)	**$V_{AS}S_{80}$** (l)
CC.VL/BF Contato Inicial ^{S}	$62_{(20)}$	$55_{(24)}$	$57_{(25)}$	$54_{(25)}$	$63_{(22)}$	$66_{(22)}$	$58_{(22)}$	$55_{(22)}$	$64_{(21)}$	$66_{(20)}$	$62_{(23)}$	$48_{(23)}$
CC.VL/BF Resposta à Carga ^{I}	$59_{(20)}$	$55_{(23)}$	$57_{(25)}$	$57_{(24)}{}^{l}$	$55_{(23)}$	$63_{(23)}{}^{h}$	$55_{(23)}$	$50_{(23)}$	$57_{(23)}{}^{l}$	$65_{(23)}{}^{l,,j}$	$59_{(19)}{}^{l}$	$47_{(22)}$
CC.VL/BF Balanço Terminal ^{I}	$55_{(20)}$	$50_{(22)}$	$50_{(22)}$	$51_{(23)}$	$69_{(17)}{}^{h,g,a}$	$62_{(17)}{}^{b}$	$57_{(17)}$	$54_{(17)}$	$73_{(15)}{}^{l,k,a}$	$71_{(16)}{}^{l,b,f}$	$63_{(19)}{}^{l,c}$	$46_{(34)}$
CC.TA/GAS BF Contato Inicial ^{V,S}	$42_{(23)}$	$35_{(21)}$	$31_{(17)}$	$30_{(17)}$	$53_{(20)}$	$45_{(20)}$	$40_{(20)}$	$42_{(20)}$	$59_{(22)}$	$52_{(22)}$	$46_{(23)}$	$42_{(21)}$
CC.TA/GAS Resposta à Carga ^{I}	$50_{(21)}{}^{b,c,d}$	$34_{(18)}$	$34_{(18)}$	$34_{(19)}$	$64_{(17)}{}^{g,h,I,a}$	$52_{(17)}{}^{b}$	$55_{(17)}{}^{c}$	$50_{(17)}{}^{d}$	$64_{(17)}{}^{l,a}$	$61_{(17)}{}^{b,f}$	$58_{(16)}{}^{c}$	$51_{(22)}{}^{d}$
CC.TA/GAS Balanço Terminal ^{I}	$32_{(16)}$	$31_{(17)}$	$28_{(18)}$	$27_{(16)}$	$38_{(18)}{}^{g,h,a}$	$34_{(18)}{}^{g,h}$	$28_{(18)}$	$27_{(18)}$	$46_{(22)}{}^{j,k,l,a,e}$	$37_{(20)}{}^{k,l,b}$	$29_{(17)}$	$27_{(14)}$

Tabela 17: Resultado do efeito principal de velocidade e do efeito principal de suspensão da análise de variância realizada para a atividade de Co-contração entre vasto lateral e bíceps femoral, e Co-contração entre tibial anterior e gastrocnêmio lateral, no momento de contato inicial do tornozelo.

Variáveis	**EP VELOCIDADE**			**EP SUSPENSÃO**			
	2 Km/h	**4 Km/h**	**AS**	**0 %**	**20 %**	**50 %**	**80 %**
CC_VL_BF Cont. Inicial	NS	NS	NS	80	80	80	-
CC_TA_GAS Cont. Inicial	NS	2	2;4	80;50;20	80	-	-

Figura 8: Gráficos do comportamento angular para a articulação do quadril, e do envoltório linear dos músculos glúteo médio e reto femoral.

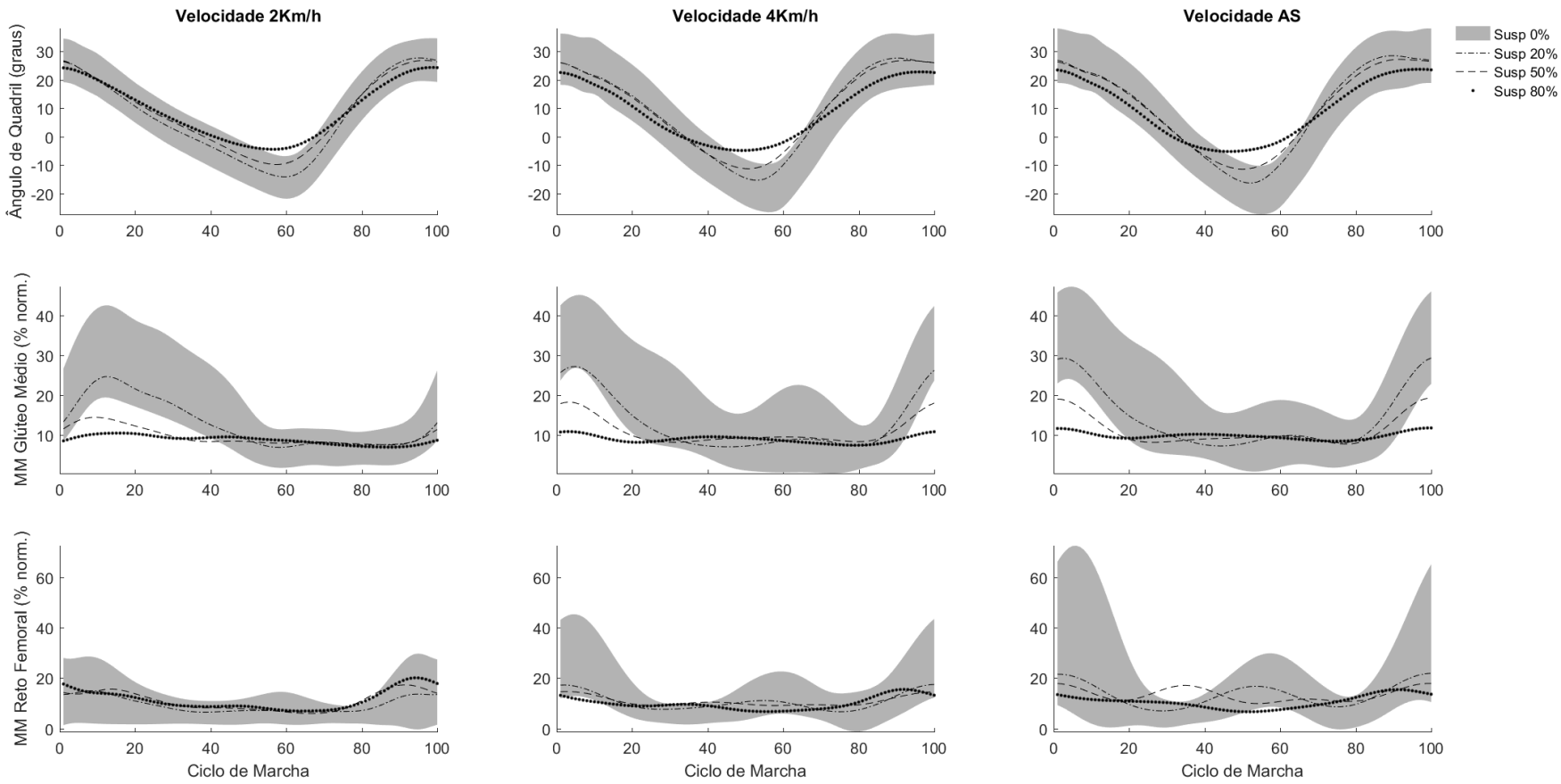


Figura 9: Gráficos do comportamento angular para a articulação do joelho, e do envoltório linear dos músculos vasto lateral e bíceps femoral.

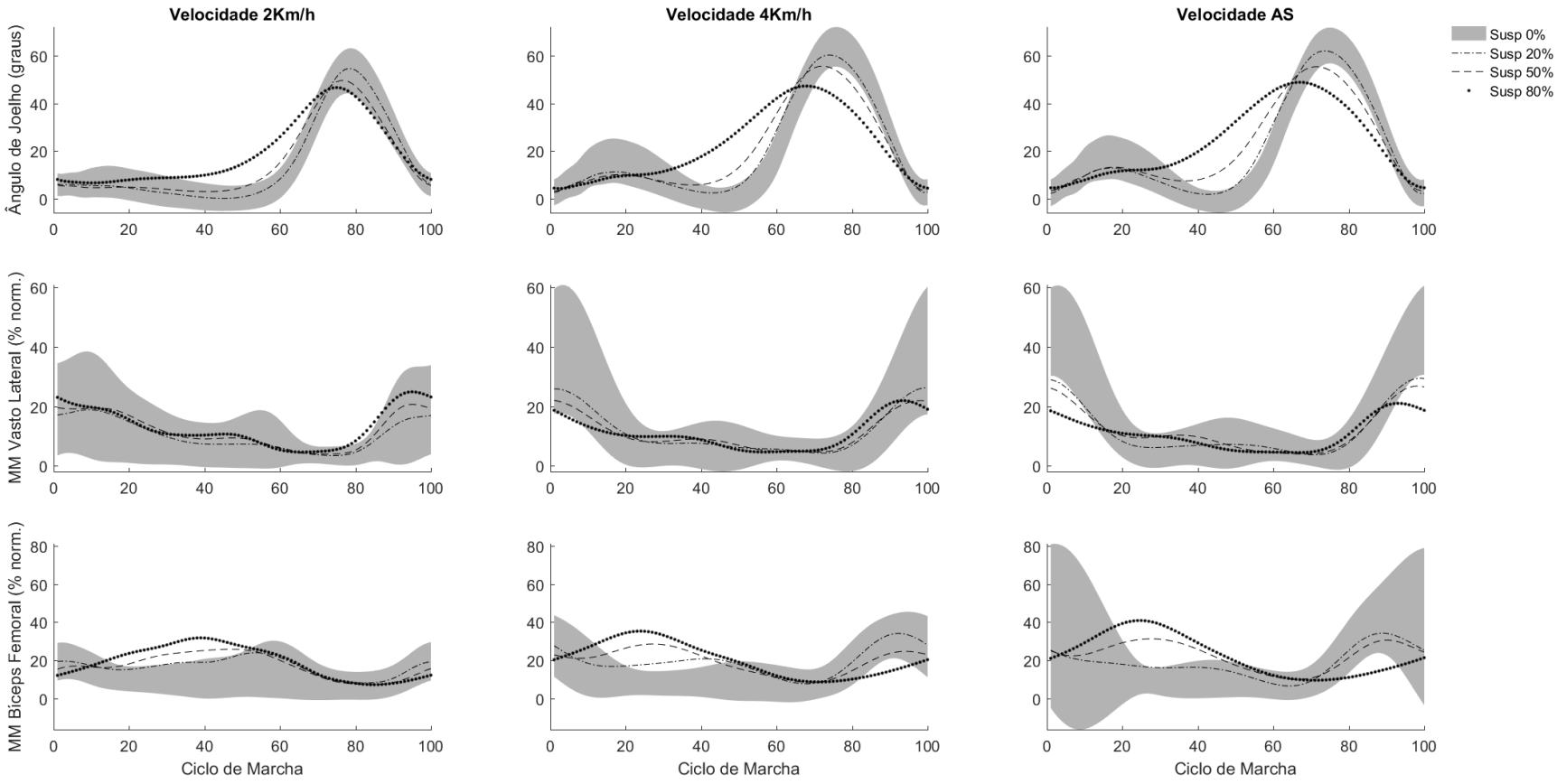
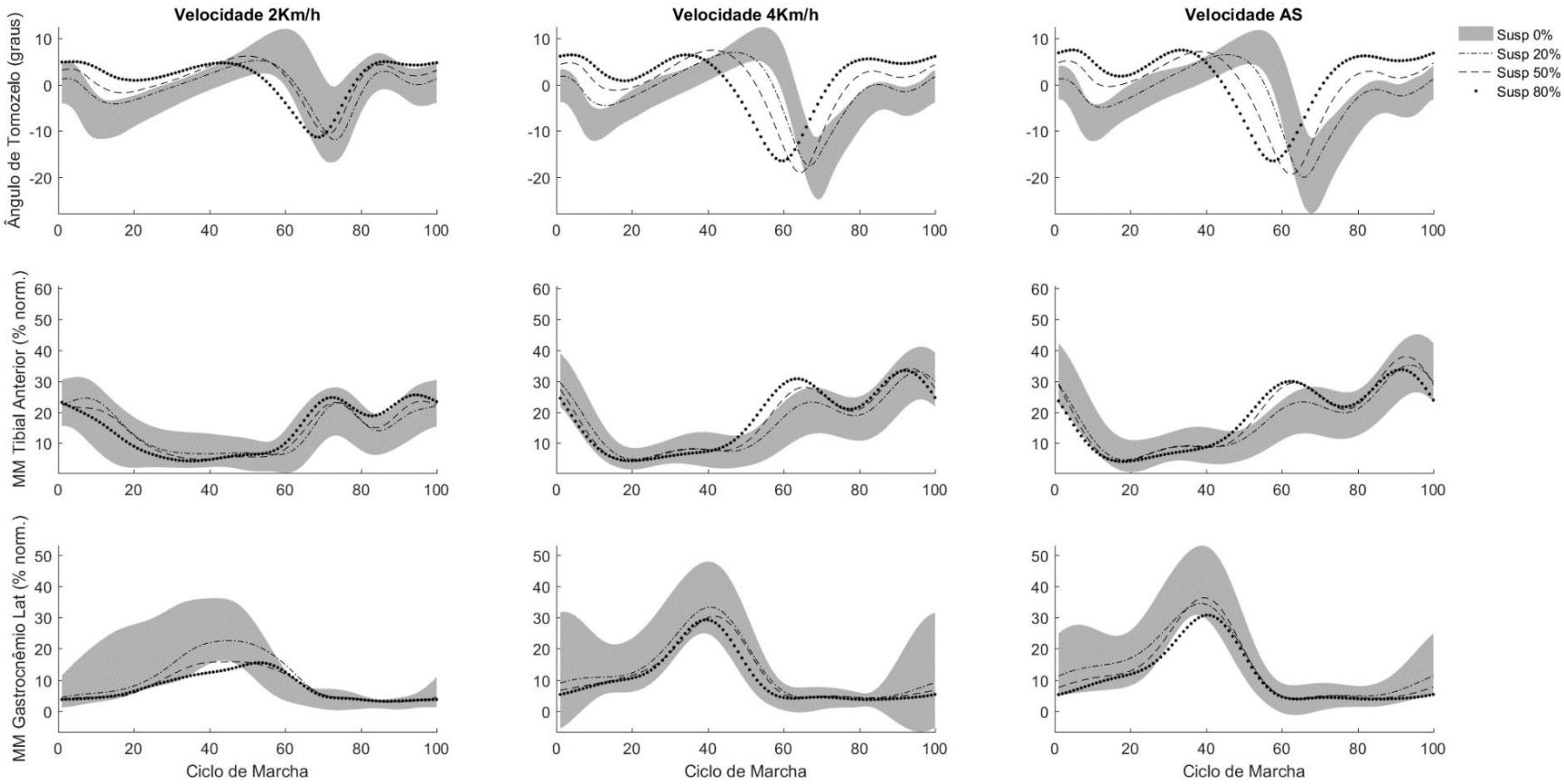


Figura 10: Gráficos do comportamento angular para a articulação do tornozelo, e do envoltório linear dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio lateral.



11. DISCUSSÃO

O uso do suporte parcial de peso (SPP) durante o retreino de funções locomotoras tem se tornado rotina em cenários de reabilitação. O SPP altera a percepção do *input* de carga e tem demonstrado alterar as propriedades biomecânicas (LEWEK, 2011).

O objetivo do presente estudo foi comparar o efeito de diferentes taxas de suporte parcial de peso e de diferentes velocidades sobre variáveis cinemáticas e eletromiográficas em sujeitos saudáveis. Para melhor dirigir a descrição, interpretação e análise dos resultados, serão adotadas algumas premissas:

- Considerando que três velocidades de marcha foram utilizadas, para tornar a identificação de cada uma delas bastante clara no decorrer do texto, tais velocidades ora serão referenciadas nominalmente (2,0 Km/h, 4,0 Km/h e auto selecionada), ora serão denominadas como: - velocidade muito baixa para 2,0 Km/h; - velocidade baixa para 4,0 Km/h; - velocidade natural para a velocidade auto selecionada.

- A escolha de duas velocidades mais baixas em relação à velocidade auto selecionada se deve ao fato de que o suporte parcial de peso (SPP) é uma estratégia utilizada em um cenário clínico. Consequentemente, uma estratégia destinada a sujeitos com algum distúrbio ou limitação funcional de movimento.

Muitos estudos se propuseram a investigar o comportamento de variáveis cinemáticas sob o efeito do suporte parcial de peso, tanto em sujeitos saudáveis quanto em uma população acometida por alterações ósteo-mio-articulares e ou neurológicas. Foram encontrados também estudos que utilizaram diferentes tipos de aparatos para o suporte parcial de peso, além de utilizarem a marcha em esteira ou a marcha no solo (APTE; PLOOIJ; VALLERY, 2018; FERRIS et al., 2006; FINCH; BARBEAU; ARSENAULT, 1991; FISCHER; WOLF, 2015a, 2018; PATINO et al., 2007; VAN HEDEL; TOMATIS; MÜLLER, 2006; VAN KAMMEN et al., 2016; VAN THUC; YAMAMOTO, 2016; WORTHEN-CHAUDHARI; SCHMIEDELER; BASSO, 2015).

Para melhor investigar os reais efeitos das intervenções, o presente estudo se propôs a ter caráter exploratório, com vias a observar os efeitos de condições específicas no que concerne à velocidade e taxa de suporte.

Já eram esperadas modificações nas características espaço temporais da marcha quando realizada sob o suporte parcial de peso e variação da velocidade (AASLUND; MOE-NILSSEN, 2008; FRANZ et al., 2007; VAN HEDEL; TOMATIS; MÜLLER, 2006).

Conforme os resultados encontrados para a cadência, esta mostrou sofrer efeito de interação entre a velocidade e o nível de suspensão. A cadência comportou-se em queda à medida em que os níveis de sustentação do peso corporal aumentaram, principalmente para os valores acima de 50% e 80%. Isto se deu em condições de velocidade intermediária e auto selecionada. Todavia, em velocidades muito baixas (2,0km/h) esta variável demonstrou diminuir apenas quando em valores altos de suspensão. Ou seja, em valores muito baixos de velocidade da marcha, a suspensão não parece influenciar a cadência, a não ser que haja uma taxa intermediária ou alta de suspensão (50% e 80%).

Fischer et al (2015) já haviam afirmado que valores abaixo de 30% de SPP não acarretam grandes modificações dos padrões cinemáticos da marcha de indivíduos saudáveis. Hedel e Müller (2006) estabeleceram uma correlação alta entre a velocidade e a cadência, observando o aumento desta variável conforme o acréscimo da velocidade, e a resultante diminuição da variabilidade da cadência entre os indivíduos estudados.

Hedel e Müller (2006) apontaram ainda alterações na cadência, diante de condições similares. Indicaram também que as modificações de cadência foram encontradas apenas em taxas de suporte mais altas (acima de 75%) e em menores velocidades. Os estudos, todavia, não são conclusivos indicando uma tendência específica para queda ou aumento da cadência. Parece haver uma tendência de que conforme a velocidade aumenta, a cadência se torna mais estável sem aumentar ou diminuir.(DRAGUNAS; GORDON, 2016; FRANZ et al., 2007; HESSE; KONRAD; UHLENBROCK, 1999; LEWEK, 2011; PATINO et al., 2007; SOUSA et al., 2009; THOMAS; DE VITO; MACALUSO, 2007; THRELKELD et al., 2003; VAN HEDEL; TOMATIS; MÜLLER, 2006).

Burgess et al (2010) não encontraram alteração da cadência em 12 indivíduos saudáveis submetidos a taxas de 10%, 20%, 30% e 40% durante a marcha no solo com velocidade auto selecionada. Entretanto, diferentemente

deste estudo, os voluntários realizaram a marcha no solo e utilizando um sistema de SPP pélvico ao invés de um sistema de suspensão com cintos. Os cintos podem gerar algum grau de oscilação médio-lateral da pelve conforme aumenta a suspensão. Quanto menor a descarga de peso nos membros inferiores, parece ocorrer menor estabilidade para o movimento da pelve.

A determinação da cadência, portanto, parece obedecer às questões ótimas relacionadas ao gasto energético e otimização mecânica, adequando-se conforme a tarefa à medida que as condições ambientais também são estabilizadas (SAUNDERS; INMAN; EBERHART, 1953). O fato de ter se obtido a diminuição da cadência com o incremento da taxa de suporte pode recair sobre esta premissa, uma vez que a variação da velocidade de modo isolado também tende a fazer a cadência diminuir (VAN HEDEL; TOMATIS; MÜLLER, 2006).

Awai et al (2017), encontraram resultados semelhantes aos deste estudo para a cadência e comprimento de passo. Estudaram as modificações destes parâmetros espaço-temporais de sujeitos saudáveis a 10%, 20%, 30%, 40% e 50% com velocidade auto selecionada. Afirmam ter encontrado a diminuição da cadência e do tamanho do passo para valores acima de 30% de suporte, em concordância com os resultados aqui encontrados. Advogam que se trata de uma adaptação do sistema nervoso central (SNA) para o ajuste ótimo da cadência. Tal afirmação se apoia na premissa de que ocorre uma nova maneira de coordenação interarticular, originando alteração temporal dos ângulos articulares durante o ciclo de marcha.

As modificações da cadência podem estar ligadas às mudanças encontradas no comportamento angular das articulações do quadril joelho e tornozelo. Tais mudanças angulares podem estar relacionadas às tentativas de diferentes estratégias utilizadas durante a marcha para manter a progressão anterior do corpo ainda que sob condições de menor descarga de peso. Não deve-se esperar que a movimentação ocorra sempre da mesma forma quando na utilização de um aparato de suporte parcial de peso, mesmo que estes aparatos sejam de natureza diferentes (RUCKSTUHL et al., 2009). As modificações representam adaptações diante da demanda alterada pela condição de maior suporte.

De fato, taxas abaixo de 30% de suporte parecem não gerar qualquer influência sobre a cadência, apesar de modificarem o comportamento angular de quadril, joelho e tornozelo (FISCHER; DEBBI; WOLF, 2015). Franz et al (2007) também encontraram diminuição da cadência acompanhada com modificações angulares no quadril, diminuição da amplitude articular de joelho e tornozelo, sem contudo observarem alteração significativa do padrão angular geral.

Foram encontradas alterações no comprimento de passo diante das condições manipuladas, porém, sem interação entre elas. Em velocidades maiores o comprimento de passo observado foi menor, quando comparado ao encontrado em velocidades menores, condição esperada diante da premissa de que observa-se uma adaptação ótima para as atividades cíclicas influenciada por múltiplos fatores, tais como custo energético, propriedades inerciais do membro, estabilidade e rigidez do membro, otimização mecânica do movimento (estabilidade e variabilidade do movimento (MARTIN P.E. , SANDERSON D.J., 2000). Ou seja, há um ajuste de movimento condicionado a responder de maneira adequada às diversas demandas ambientais.

Estudos propuseram que a colocação do pé pode estar baseada na cinemática do tronco. Tal premissa advém de estudos nos quais utilizou-se algum grau de estabilização pélvica externa A presença do colete de suspensão, ou de qualquer tipo de estabilização pélvica diminui a oscilação latera do tronco, resultando na diminuição do comprimento do passo. (ARVIN; VAN DIEËN; BRUIJN, 2016; DONELAN et al., 2004; IJMKER et al., 2013; VENEMAN et al., 2008).

Apesar de diminuir com o aumento da velocidade, a suspensão aumentada resultou no aumento do comprimento de passo à medida que se deu o incremento da suspensão. A suspensão a 20% já resultou em aumento do comprimento do passo, seguindo esta mesma tendência para os valores de 50% e 80% de suporte. Aumento do comprimento de passo são também reportados a partir de 30% de suspensão (AWAI et al., 2017; LEWEK, 2011).

Será possível compreender tal adaptação ao observar o comportamento da porcentagem de balanço. Esta mostrou-se aumentar, conforme incremento da velocidade e da taxa de suspensão aplicada. Ou seja, o tempo de apoio

unipodal se mostrou menor conforme a ação do suporte se mostrou maior. Achados semelhantes são reportados em estudos prévios (AWAI et al., 2017; FISCHER; DEBBI; WOLF, 2015; FISCHER; WOLF, 2015c). Houve, portanto, aumento da fase de balanço, com provável menor tempo de exposição à carga (BARELA et al., 2014b).

A variável chamada tempo do ciclo também foi investigada, e corresponde ao tempo compreendido entre o contato do calcanhar de um membro e o precedente contato do mesmo membro no solo (PERRY, 2005). Os achados encontrados demonstram que houve efeito principal para a velocidade e taxa de suspensão. O tempo de ciclo, ou também chamado tempo de passada, foi mais longo em condições de velocidade muito baixa (2,0 Km/h) quando comparada aos demais valores (4,0 Km/h e auto selecionada). Isto ocorreu independente da taxa de SPP.

De maneira diametralmente oposta, quando em situação de maior suporte (80%), o tempo de ciclo aumentou. Consequentemente, o tempo para a realização da passada passou a ser maior.

As variáveis tempo de ciclo e comprimento de passo mostraram comportamento semelhante. Quanto menor a velocidade, maior o tempo do ciclo e maior o comprimento de passo. Isto também ocorreu para a taxa de suspensão, porém, de modo oposto: à medida que havia maior taxa de suporte, ocorria o aumento do comprimento de passo associado ao aumento do tempo do ciclo. Não houve, portanto, efeito de interação sobre essas duas variáveis. A velocidade foi soberana em determinar a diminuição da cadência e o resultante aumento no tempo de ciclo e no comprimento do passo. Este achado também foi encontrado por Hedel e Müller (2006) quando em velocidades abaixo de 2,5 Km/h. Isto, porém não ocorreu neste estudo. O que parece ser correto é que a suspensão, por alterar as características da marcha, gerando a queda na cadência independente da velocidade, levou ao aumento do tempo de ciclo e do comprimento do passo. A alteração da cadência parece estar na origem destas adaptações.

Com a análise do comportamento angular das articulações dos membros inferiores foi possível observar algumas mudanças no movimento no que diz respeito às amplitudes e picos angulares.

Ao observar o comportamento angular do joelho e tornozelo nas figuras 8 e 9, diante do incremento da suspensão e aumento da velocidade, é possível afirmar que ocorre, de fato, uma espécie de reorganização temporal dos ângulos articulares, com os eventos angulares ocorrendo em momentos diferentes para joelho e tornozelo na condição de velocidade auto selecionada diante dos três níveis de suporte.

Quando observa-se a variação angular do quadril, esta também aconteceu, no entanto, sem modificar o momento do ciclo em que os ângulos se desenvolvem. Foi demonstrado por estudos anteriores que o quadril possui um papel crucial na orquestração da coordenação do membro inferior (DIETZ, 2002; PANG; YANG; TG, 2000). Isto justificaria o fato de a articulação mais proximal do membro inferior não estar susceptível a grande variação do comportamento angular, mesmo sob condições ambientais tão diferentes como a suspensão. Isto pode ser observado na figura 7, ao examinar a similaridade temporal da ocorrência dos picos angulares, apesar de serem encontradas diferenças na amplitude de movimento do quadril, para os as diferentes taxas de SPP.

Apesar da observada estabilidade no momento em que a variação angular aconteceu para o movimento do quadril, a análise estatística demonstrou que houve influência da velocidade e da taxa de suspensão. O maior valor de variação angular foi encontrado na condição de velocidade auto selecionada a 0% de SPP (50 graus). O que aponta para o decréscimo na amplitude articular do quadril durante a marcha com suspensão crescente. Os valores se mostraram dentro da amplitude média esperada para o quadril que possui em média 40 graus (PERRY, 2005).

Para os estudos que utilizaram suporte parcial de peso, tanto em sujeitos com alterações neurológicas quanto sujeitos saudáveis, a variação angular do quadril também se comportou de maneira semelhante, com diminuição da excursão articular e queda na amplitude. Afirmam, entretanto, que o padrão de trajetória se manteve dentro do padrão, o que foi observado neste estudo. Uma

das causas aparentes é a necessidade de manutenção da função propulsora do quadril, ainda que diante da diminuição de descarga do peso corporal (BARELA et al., 2014b; FISCHER; WOLF, 2015b; FRANZ et al., 2007; MUN et al., 2017; PATINO et al., 2007; SOUSA et al., 2009; THRELKELD et al., 2003; VAN HEDEL; TOMATIS; MÜLLER, 2006). O auxílio gerado pelo movimento da esteira parece ser um outro fator de possível causa para a diminuição da amplitude do quadril. Isto parece ocorrer por conta de que, com menor apoio sobre o solo, a cinta da esteira se torna auxiliar para o movimento do membro inferior no sentido da extensão do quadril (AWAI et al., 2017).

Algo que não foi mencionado na maioria dos estudos, e que pode permitir um melhor entendimento sobre os efeitos da suspensão, é o fato de que os valores do pico articular de extensão do quadril não sofreu efeito de interação. A extensão diminuiu conforme a velocidade também diminuía, independente das condições de suspensão, o que reforça a ideia de que a articulação do quadril exerce um papel direcionador na coordenação do membro inferior durante a locomoção (PANG; YANG; TG, 2000). Mais uma vez, o papel de gerar a propulsão seja aqui imperativo. Isto pode direcionar programas de treinamento e reabilitação que tenham como objetivo o retorno da função e habilidade de caminhar. A articulação do quadril deve ser um dos focos do programa para manter as características mecânicas da locomoção por meio da marcha.

O pico de flexão do quadril sofreu influência direta da taxa de suspensão. Quanto maior a taxa de suspensão, menor o pico de flexão do quadril. A suspensão de 20% já foi capaz de diminuir o pico de flexão do quadril, havendo valores decrescentes conforme o aumento do SPP. A diminuição da demanda de absorção de carga e a menor necessidade de controle do torque flexor gerado pela força de reação do solo podem estar na origem desta adaptação, principalmente pelo fato de valores superiores a 30% de suspensão modificam a geração de cargas articulares, fato encontrado e que altera a demanda mecânica (WORTHEN-CHAUDHARI; SCHMIEDELER; BASSO, 2015). Outra possível explicação para a diminuição da amplitude é o fato de a suspensão atenuar a queda do corpo quando no momento de transferência do peso para o membro contralateral, além de diminuir a queda da pelve do membro que se encontra em balanço. A realização da marcha em esteira atrelada ao suporte

parcial por meio de cintos faz com que essa transferência se faça de maneira mais suave. A ausência de dados dinâmicos não permite afirmar que tal hipótese é verdadeira para este estudo. Entretanto, Sousa et al (2014) demonstraram a diminuição do pico passivo da força de reação do solo (FRS), em concordância com Patiño et al (2007) em indivíduos utilizando o SPP.

A amplitude do joelho seguiu a mesma tendência encontrada para a articulação do quadril. Durante a passada, o movimento normal do joelho representa amplitude de 70 graus. As diferenças encontradas para este valor, estão relacionadas com variação da velocidade da marcha, individualidade do sujeito e os pontos de referência para designar o alinhamento dos segmentos do membro (CHAO, EY, LAUGHMAN R.K., 1983; PERRY, 2005).

Os resultados apontam para a diminuição da amplitude articular de joelho, com a ocorrência do pico acontecendo antes quando a taxa de suspensão foi de 80%, como é possível observar na figura 8 para o gráfico de comportamento angular. Dados bastante semelhantes encontrados por Hedel e Müller (2006) e Fischer et al (2015).

Diferentemente do que ocorreu para o quadril, no joelho foi encontrado o efeito de interação. Em velocidades abaixo da auto selecionada (4,0 Km/h), e com baixa ou nenhuma sustentação, os picos de amplitude articular se mostraram mais altos, acompanhando de modo semelhante a variável amplitude articular. Não foram encontradas diferenças significativas para a sustentação mínima (20%) quando o sujeito se desloca em velocidades baixas, bem como, não há diferença para a amplitude ao comparar a velocidade auto selecionada com 4,0 km/h na condição de 0% de suporte parcial de peso. A diminuição do pico articular de flexão do joelho se faz presente durante a realização da marcha já a 20% de suspensão quando a realização da marcha ocorre com velocidade de 4,0 km/h, e com velocidade auto selecionada.

Importante observar que o pico de flexão do joelho ocorre durante a fase de balanço da marcha. Segundo Perry (2005), o maior valor deve ser encontrado entre 40% e 70% do ciclo. As condições manipuladas no presente estudo não modificaram tal característica. O que aponta para uma possível característica mantida para o movimento de marcha ainda que sob a condição de suporte

parcial de peso. A partir de uma análise da figura 7, na qual observa-se o desenvolvimento do ângulo de flexão do joelho, é possível identificar que parece acontecer uma taxa de menor velocidade angular. Este estudo não se propôs a aferir a aceleração angular, contudo, isto é mencionado em estudos anteriores e uma das causas recai sobre o alivio da carga sobre a articulação intermediária do membro inferior. (FISCHER; WOLF, 2015a; MUN et al., 2017; PATINO et al., 2007; SOUSA et al., 2009; THRELKELD et al., 2003; VAN HEDEL; TOMATIS; MÜLLER, 2006)O uso do SPP não foi suficiente para alterar a amplitude articular do tornozelo. Esta variável só recebeu influência da velocidade.

Conforme ocorreu o incremento da velocidade, a amplitude articular do tornozelo aumentou, indicando que, o aumento da velocidade exigiu maiores amplitudes de movimento para o gerenciamento de carga e o ajuste da posição do pé durante as fases da marcha, bem como da necessidade de propulsão (PERRY, 2005; WINTER, 1991). A amplitude total de movimento do tornozelo tem em média 30 graus (entre 20 e 40 graus) (KADABA; RAMAKRISHNAN; WOOTTEN, 1990). O maior valor encontrado foi de 31 na condição de 0% de SPP para a velocidade auto selecionada.

Segundo Perry (2005), a excursão do tornozelo não possui grande amplitude de movimento. Apesar disso, são críticos para a progressão e absorção de choque durante o apoio. A este fato pode-se atribuir a estabilidade da amplitude do tornozelo frente ao SPP. Lewek (2011) afirma que em menores velocidades as características dinâmicas do tornozelo não se alteram, mesmo diante de mudanças na taxa de SPP. Este autor afirma que o SPP altera o feedback sensorial gerado pela descarga de peso e que portanto poderia alterar as características mecânicas do tornozelo.

O movimento de dorsiflexão do tornozelo revelou-se aumentado no momento do contato inicial (pico de dorsiflexão), se mantendo mais tempo e decrescendo de modo mais lento na condição de 80% de SPP quando comparado às demais situações. Com a diminuição da carga, é possível que o controle para o aplainamento do pé seja menor, resultando em maior tempo e manutenção da dorsiflexão.

A causa específica destes achado parece estar ligada à estratégia de movimento gerada para a condição, uma vez que nem sempre serão encontradas mudanças pontuais na amplitude articular de um só segmento, residindo na coordenação interarticular os ajustes específicos para atender de maneira ótima às demandas do ambiente, no que concerne à marcha (AWAI; CURT, 2014).

Os picos de flexão plantar só receberam influência da velocidade, e não se mostraram significativamente diferentes sob qualquer um dos valores de suspensão. Isto significa que a despeito da taxa de suporte, a articulação do tornozelo manteve o seu valor de pico para a flexão. O caráter propulsor aqui parece ser primordial (WINTER, 1991). Por outro lado, Lewek (2011) observa que sob condições de aumento da taxa de SPP foi possível confirmar a diminuição das propriedades de propulsão do tornozelo. É possível que isto não ocorra para a velocidade auto selecionada e sim para maiores velocidades. Em seu estudo a velocidade pico foi de cerca de 5,8 Km/h, excedendo a média de velocidade da amostra estudada neste trabalho.

Se faz importante destacar que a amplitude articular do membro inferior em quadril, joelho e tornozelo foi menor quando sob SPP em todas as condições de velocidade. Uma das possíveis causas é a ausência da queda da pelve graças ao uso dos cintos de suspensão, o que retira a necessidade de manter o tamanho do membro por meio da flexão plantar durante a fase de apoio terminal. A estabilização pélvica realizada pela presença do colete de suspensão pode ter acarretado em modificação da cinemática do tronco, influenciando a forma de colocação do pé (VENEMAN et al., 2008). Não havia no presente estudo o objetivo de observar o comportamento do tronco diante do uso de SPP por meio de cintos, nas condições de variação de velocidade e taxa de suporte.

No que concerne às modificações da amplitude articular e respectivos picos angulares, se faz interessante notar que a única articulação que sofreu interação de velocidade e taxa de suporte para a amplitude articular, sem sofrer qualquer modificação para os valores de pico, foi o joelho. Talvez por ser a articulação vocacionada à frenagem e amortecimento de forças, as taxas de

suspensão e velocidade crescentes foram capazes de modificar as características de movimento de forma mais direta.

Como apontado, Fischer e Wolf (2015) relatam não encontrar modificações das amplitudes articulares para o membro inferior abaixo de 30% de SPP. Resultado semelhante aos encontrados aqui. O padrão de movimento se mantém estável, apontando que por haver manutenção do gesto adequado de marcha, o SPP parece ser uma ferramenta interessante para sujeitos que necessitem de retreino precoce da locomoção.

A análise qualitativa das curvas angulares permite verificar que parece haver modificação da aceleração angular. A taxa de variação angular parece ser diferente à medida que a velocidade e a suspensão atuam sobre o movimento da marcha. Além de serem notadas amplitudes diferentes durante as condições manipuladas, o tempo de manutenção angular parece ter se modificado. Isto pode revelar uma estratégia diferente para a caminhada durante o SPP e a adequação da tarefa a velocidades distintas. Estratégias essas que necessitam ser melhor investigadas a partir de uma perspectiva da coordenação de movimento.

A investigação da atividade muscular deve-se somar aos resultados encontrados na análise cinemática, para buscar melhor entender as influências do SPP e da variação de velocidade.

A maioria dos estudos procurou mapear a magnitude média da atividade mioelétrica para todo o ciclo. Os estudos diferem tanto no período em que a medida é tomada, quanto na metodologia utilizada no sistema de suspensão. Há também diferenças com relação à marcha realizada em esteira ou no solo (APTE; PLOOIJ; VALLERY, 2018; FENUTA A, 2014; FISCHER; WOLF, 2015c, 2018; VAN KAMMEN et al., 2014a). O desenho deste estudo se propôs a verificar a ativação muscular nas principais fases da marcha

O movimento de caminhar é um padrão sob importante controle muscular. As fases dentro de cada ciclo mostram a necessidade de controle geral. Os músculos são desta forma agrupados em três funções básicas: apoio, balanço e controle do pé (PERRY, 2005).

Durante o contato inicial e a fase de resposta à carga, o controle do torque flexor gerado pela FRS deve ocorrer por meio da ativação dos músculos extensores do quadril e extensores de joelho, além do controle da flexão plantar, garantindo a rolagem do calcanhar e a consequente progressão anterior na marcha (HAMILL; KNUTZEN, 2013; NORDIN, MARGARETA; FRANKEL, 2014; PERRY, 2005).

A atividade do glúteo médio inicia-se ao final do balanço terminal, havendo uma atividade que aumenta rapidamente e imediatamente após o contato inicial e persiste durante o apoio médio (WINTER, 1991). Na presença de SPP, no entanto, a velocidade combinada com a suspensão, levou à diminuição da atividade nas taxas altas de suporte (80%). A baixa necessidade de controle da carga deve ser provavelmente a causa principal desta diminuição.

Não foram encontrados estudos específicos para a aferição do músculo glúteo médio, muito embora, a atividade eletromiográfica pareça declinar de modo geral à medida que a suspensão atua para a maioria dos músculos do membro inferior (FENUTA A, 2014; FINCH; BARBEAU; ARSENAULT, 1991; HESSE; KONRAD; UHLENBROCK, 1999; PATINO et al., 2007; VAN HEDEL; TOMATIS; MÜLLER, 2006; VAN KAMMEN et al., 2014b).

A atividade do reto femoral no momento do contato inicial não é esperada como evento principal, uma vez que o torque a ser controlado é especificamente flexor para o quadril. A suspensão atrelada à velocidade, contudo, fez sua atividade diminuir ainda mais, ainda que se mostre com magnitude aumentada com o aumento da velocidade. (FENUTA A, 2014; FINCH; BARBEAU; ARSENAULT, 1991; HESSE; KONRAD; UHLENBROCK, 1999; PATINO et al., 2007; VAN HEDEL; TOMATIS; MÜLLER, 2006; VAN KAMMEN et al., 2014b). Não se deve ignorar, entretanto, que o reto femoral participa do controle da flexão do joelho. A diminuição da necessidade de controlar a carga pode ser uma provável causa, ou a modificação do feedback gerado pela força de reação do solo para a colocação do pé (IVANENKO et al., 2002). Fenuta e Hicks (2014) encontraram desfecho semelhante para o reto femoral, mesmo durante a marcha com sistema de suspensão de cintos no solo, exatamente no momento de contato inicial. Relatam, todavia que as diferenças foram encontradas apenas

após suspender os voluntários com 40% de SPP ou mais.na velocidade auto selecionada. Em velocidade de 2,0 Km/h o presente estudo não encontrou alteração da atividade eletromiográfica. Porém, mesmo a 4,0 Km/h a atividade se mostrou decair já a 20% de suspensão. A diferença aqui encontrada pode estar relacionada à marcha ter sido desempenhada na esteira. A despeito desta diferença, o alívio da carga leva a diminuição da atividade muscular.

A atividade do vasto lateral no momento de contato inicial é de extrema necessidade para a estabilidade do joelho na posição de extensão. Na presença de suspensão, já se observou diminuição da atividade do vasto lateral, mesmo com 20% de suspensão em velocidade baixa (2,0 Km/h) e auto selecionada. Em velocidades muito baixas a suspensão não parece atuar de modo influente para a atividade do reto femoral no momento do contato inicial. A atividade do vasto lateral também foi investigada por Fenuta et al (2014) no mesmo momento e se mostrou em queda para taxas acima de 40%. É bastante plausível que a demanda diminuída de controle da carga esteja no alicerce deste achado (LEWEK, 2011).

Conforme os dados da tabela 9, a análise estatística mostrou que as características de ativação do bíceps femoral não sofreram interação para a velocidade e suspensão. Tais condições influenciaram o comportamento eletromiográfico de modo individual. A velocidade auto selecionada gerou aumento da ativação do bíceps femoral quando comparada apenas à velocidade muito baixa (2,0 km/h), o que se poderia esperar conforme o aumento da demanda mecânica oriundo da velocidade.

O comportamento do tibial anterior no momento do contato inicial seguiu a tendência de demonstrar queda da atividade já com 20% de SPP, mesmo com o aumento da velocidade. Como é possível verificar no gráfico da figura 9, o movimento de dorsiflexão se mantém por mais tempo, ainda que em uma condição de baixa atividade muscular, o que poderia sugerir a menor necessidade de controle da flexão plantar do pé sob a condição de SPP.

O momento subsequente ao toque do calcanhar, a fase de resposta à carga, foi delimitada aqui no intervalo de 3% a 10% do ciclo. Trata-se de uma das fases de maior atividade muscular. A atividade principal passa a ser o

gerenciamento da súbita recepção da carga articular para o controle do movimento e adequada colocação do pé no solo. Os três planos de movimento promovem a absorção do choque, permitindo a transferência rápida de carga. O quadril possui pequena amplitude de movimento se tornando alicerce para a estabilidade do tronco (HAMILL; KNUTZEN, 2013; PERRY, 2005).

A atividade do tibial anterior não sofreu efeito de interação e respondeu diretamente ao SPP havendo diminuição de ativação com a crescente taxa de suporte.

Entretanto, em condições de menor velocidade encontrou-se mais atividade, independente do SPP. Dentro da velocidade de 2,0 Km/h, a atividade prolongada do tibial anterior parece ter sido responsável pelo aumento dos valores de RMS. A necessidade de gerar condições cinemáticas adequadas em situações de reduzida força de reação do solo pode resultar em diferentes *inputs* sensoriais, modificando o padrão de atividade muscular, gerando até mesmo aumento dos valores de RMS para o tornozelo (AWAI et al., 2017). Esta pode ser a causa da intensidade mais alta em velocidade menor.

Para a articulação do joelho, o possível alívio da carga durante a fase que exige o maior controle da flexão, resultou na diminuição da atividade mioelétrica do musculo vasto lateral até mesmo diante de velocidades aumentadas, apoiando a ideia de que o sistema de suporte pode aliviar a demanda muscular dentro de uma fase em que o joelho exerce papel primordial. Este fato pode ainda ser confirmado pela diminuição do valor de co-contração entre vasto lateral e bíceps femoral exatamente no momento de toque do calcanhar e resposta à carga conforme o incremento do SPP.

A co-contração constitui um importante mecanismo de controle da estabilidade articular. O ajuste dinâmico gerado pela co-contração dos músculos peri-articulares a partir da informação de mecanoceptores periféricos atribui importante controle da estabilidade articular. Tais receptores mecânicos levam aferências aos motoneurônios gama da medula espinal, e estimulam as fibras intrafusais do fuso muscular. O consequente aumento da responsividade fusal envia aferências para a medula, realizando sinapse com o motoneurônio alfa. Por conseguinte, a ação do motoneurônio alfa sobre as fibras extrafusais

influencia o estado de ativação muscular, promovendo a contração dos músculos em torno da articulação. A co-contração resultante promove o aumento da rigidez articular, resultando no aumento da estabilidade articular. Entende-se por rigidez articular a resistência da articulação ao deslocamento. Deste modo, quanto maior a rigidez, maior a força necessária para gerar o deslocamento articular e, portanto, maior a estabilidade. Em função da maior excitabilidade desses mecanoceptores, o mecanismo de co-contração parece ser bastante adequado para a proteção articular (AQUINO et al., 2004).

No que concerne à co-contração do vasto lateral e bíceps femoral (tabela 17), no momento de contato inicial é possível observar a ação isolada do SPP, havendo a queda da co-contração com o incremento da taxa de suspensão, sem sofrer influência da velocidade. Já no momento de resposta à carga (tabela 16), observou-se interação entre a velocidade e a taxa de suspensão. À medida que ocorreu o aumento da velocidade e da suspensão houve queda na co-contração. É possível que a diminuição de aferências aos mecanoceptores oriunda da diminuição da magnitude de carga no apoio seja capaz de originar a diminuição deste importante mecanismo de proteção articular.

No momento de contato inicial, a co-contração entre tibial anterior e gastrocnêmio lateral respondeu unicamente à velocidade ou à suspensão, muito similar ao que ocorreu para a relação de atividade entre vasto lateral e bíceps femoral. Aumentou com a velocidade independente do SPP. E na condição de 0% de suspensão apresentou-se aumentada quando comparada aos valores de 20% ,50% e 80%. O aumento a partir da velocidade também vai ao encontro da ideia de resposta carga-dependente (AQUINO et al., 2004)

Para o instante de resposta à carga a co-contração entre vasto lateral e bíceps femoral sofreu influência apenas da taxa de suspensão, diminuindo conforme aumentou os níveis de SPP, a partir de 50%.

No mesmo momento, em que a estabilidade do tornozelo é primordial para a progressão anterior (HAMILL; KNUTZEN, 2013), a co-contração sofre efeito de interação, e se manteve mais estável em meio à mudanças implementadas pelo SPP: em velocidades baixas se mostrou maior a 0%, enquanto que na velocidade média (4,0 Km/h) diminuiu apenas após 50% de suspensão, e na

velocidade auto selecionada manteve-se estável, diminuindo apenas após a taxa de 80%. Acredita-se que as características do comportamento motor se mantiveram aqui para garantir a proteção articular.

Sugere-se que seja a diminuição dos torques articulares, encontrada acima de 30% de SPP, como uma das possíveis causas para a queda nos valores de co-contração tanto para o joelho quanto para o tornozelo (FISCHER; WOLF, 2018; LEWEK, 2011).

A co-contração no momento de balanço terminal entre o vasto lateral e bíceps femoral, também sofreu interação, aumentando conforme a velocidade a partir de 4,0 Km/h, mas decrescendo dentro das mesmas velocidades graças ao suporte quando este chegou a 50% ou mais. A co-contração entre tibial anterior e gastrocnêmio lateral comportou-se de modo semelhante no mesmo período.

Não foram encontrados estudos específicos sobre a co-contração para a condição de SPP. Deffeyes et al (2012) conduziram um estudo que avaliou os índices de co-contração em adolescentes. Observam que a co-contração como estratégia de controle durante a marcha se mostrou aumentada durante a fase de controle da queda do corpo a frente, principalmente em adolescentes em comparação com a população adulta. A perspectiva investigativa deste estudo não está diretamente ligada às perguntas deste trabalho. Contudo, atesta que a co-contração é adaptativa e que se apresenta aumentada em cenários de menor experiência para determinada tarefa. Afirmam que um dos períodos de maior co-contração durante a marcha ocorre até 10% do ciclo. Relatam também que a carga possui papel preponderante na geração da co-contração neste momento. Conforme seus achados, a co-contração se diminui com o aumento da velocidade em adultos, e em adolescentes diminui conforme ocorre a diminuição da carga. Significa assumir, portanto, que em situações de menor experiência motora a carga parece gerar maior co-contração. O presente estudo utilizou-se de uma amostra de indivíduos adultos saudáveis. A condição de SPP pode ser considerada uma tarefa para a qual há pouca experiência. O que justifica que sob a condição de SPP a co-contração funcionou de maneira análoga, diminuindo conforme havia o aumento da taxa de suspensão.

Decerto, a depender do objetivo para o uso da estratégia de suspensão, a diminuição da carga gerada pelo SPP pode se tornar uma forma de proteger o sistema, mas ao mesmo tempo, poderá se tornar algo perigoso pelo fato de gerar menor pré-ativação muscular diante da iminente situação de recepção de carga.

Os valores de queda na co-contração podem ser oriundos da diminuição de atividade eletromiográfica resultante dos efeitos de velocidade e suspensão, notadamente da suspensão (FENUTA A, 2014; FINCH; BARBEAU; ARSENAULT, 1991; HESSE; KONRAD; UHLENBROCK, 1999; PATINO et al., 2007; VAN HEDEL; TOMATIS; MÜLLER, 2006; VAN KAMMEN et al., 2014b)

Durante a fase de apoio médio espera-se que ocorra o aumento da atividade dos músculos posteriores da tíbia, para o controle da excursão anterior da perna. Este evento controla o momento flexor do joelho, enquanto a oscilação do membro contralateral se responsabiliza por levar o sistema à frente (NORDIN; FRANKEL, 2014; PERRY, 2005).

Neste estudo optou-se por avaliar a atividade do músculo gastrocnêmio lateral, por ser um músculo que recebeu atenção da literatura em condições de SPP (APTE; PLOOIJ; VALLERY, 2018). Observou-se que velocidade e taxa de suporte geraram diminuição da atividade elétrica. A diminuição de movimento da porção superior do corpo, também chamada unidade do passageiro (SAUNDERS; INMAN; EBERHART, 1953), com a presença do colete poderia auxiliar o controle do tronco, diminuindo a oscilação da estrutura como um pêndulo invertido, possivelmente influenciando a atividade elétrica distal (ARVIN; BRUIJN, 2016).

A fase de apoio médio mostrou um evento pouco usual quando da análise da atividade elétrica muscular. Trata-se da atividade aumentada do músculo bíceps femoral, encontrada em todas as velocidades conforme a ação do SPP se fez mais presente (acima de 50% principalmente). A hipótese de que o bíceps femoral estaria agindo como estabilizador do tronco a partir da pelve não parece ser possível, uma vez que o colete do sistema de suspensão já gera a restrição do movimento do tronco (ARVIN; VAN DIEËN; BRUIJN, 2016).

Dados prévios sugerem que a propulsão anterior do corpo diante de baixas forças de reação do solo geradas pelo SPP, só se torna possível diante

do aumento da atividade do bíceps femoral durante o apoio, precisamente na fase de apoio médio (BASTIAANSE; DUYSENS; DIETZ, 2000; IVANENKO et al., 2002; VAN HEDEL; TOMATIS; MÜLLER, 2006).

Um dos eventos já descritos e analisados neste estudo que corrobora para a conclusão de que há diminuição da magnitude de carga é o fato de o ângulo de flexão do joelho nos momentos de contato inicial e resposta à carga apresentarem-se menores em comparação com a situação de 0% do SPP.

Durante a fase de apoio terminal deve ocorrer a elevação do calcanhar com a máxima extensão do joelho. O avanço do tronco leva o vetor da força de reação do solo (FRS) para a região mais anterior do tornozelo, originando a queda do corpo à frente de modo acelerado, resultando no aumento da FRS e aumento do torque de dorsiflexão, o que exige a contração do gastrocnêmio para a estabilização da tíbia em relação ao tornozelo (PERRY, 2005). A atividade do gastrocnêmio lateral realmente ocorreu neste momento para a situação de 0% de SPP. Entretanto, mesmo em velocidade baixa a 80% de suspensão os valores RMS se mostraram baixos, com semelhança da característica cinemática ainda que em menor amplitude. Achados semelhantes foram encontrados em estudos prévios que responsabilizaram a alteração do regime de carga sobre o membro inferior como mecanismo que modificou o feedback sensorial responsável pela modulação da atividade muscular (FERRIS et al., 2006; HESSE; KONRAD; UHLENBROCK, 1999; MUN et al., 2017; VAN KAMMEN et al., 2014b; WANG, 2008).

Ao término da fase de apoio médio, o destravamento do joelho ocorre de modo passivo a partir da progressão do tronco à frente. Ao observar os dados deste estudo é possível notar que nas condições de suporte de 50% e principalmente a 80%, a flexão do joelho ocorre antes em comparação com a condição sem suporte e em velocidade auto selecionada (o destravamento parece acontecer de maneira não passiva pelo fato de que a flexão aparece momentos antes. A pouca descarga no membro inferior neste momento possibilita que haja o aparecimento da flexão antecipada, já que o sistema de suporte acomoda no mínimo metade do peso corporal. Contudo isso não

representa aumento de gasto energético durante a marcha com SPP (COLBY; KIRKENDALL; BRUZGA, 1999; THOMAS; DE VITO; MACALUSO, 2007).

Interessante notar que o movimento sob suspensão, ainda que com diferenças significativas na atividade muscular e características angulares, assume similaridade com o movimento observado em condições de marcha natural. Os padrões de movimento já aprendidos e as relações de controle do movimento parecem manter forte influência sobre o gesto da marcha (IVANENKO et al., 2002, 2008).

A fase subsequente ao apoio terminal recebe o nome de pré-balanço ou momento de saída dos dedos (*"toe-off"*). Como eventos principais espera-se a flexão do joelho e a flexão das articulações metatarsofalangeanas, com o quadril se mantendo em neutro. O indivíduo encontra-se no momento de duplo apoio, e o músculo reto femoral aumenta a sua atividade para realizar a flexão do quadril enquanto a transferência de peso para o outro membro libera o tornozelo para a flexão plantar (PERRY, 2005).

O aumento da velocidade e SPP foram capazes de diminuir a atividade do reto femoral nesta fase após a taxa de 50% de suporte para as velocidades de 4,0 Km/h e auto selecionada. A marcha em velocidade muito baixa, mesmo com a crescente suspensão não modificou o comportamento eletromiográfico do reto femoral, possivelmente indicando um limiar de suspensão para as modificações ocorridas no quadril e no joelho. Conforme este achado, a taxa de 20% de suspensão não foi suficiente para modificar as características da atividade muscular.

Ainda durante a fase de apoio terminal, a ação do gastrocnêmio lateral demonstrou queda significativa com o incremento da velocidade e SPP. Espera-se que sua atividade caia em decorrência da rápida transferência de carga para o outro membro (NORDIN, MARGARETA; FRANKEL, 2014). Mesmo assim, a condição de suspensão parece diminuir ainda mais a atividade muscular durante esse momento, mostrando haver relação com a magnitude de contato com o solo (IVANENKO et al., 2002). Lewek (2011) relatou que para velocidades acima de 2,88 Km/h, o aumento do SPP foi capaz de modificar as características mecânicas, reduzindo as forças propulsivas do tornozelo.

É importante considerar que, no apoio terminal, examinar a atividade isolada dos músculos envolvidos pode não ter grande relevância, no entanto, observa-se que o comportamento de atividade foi influenciado pela taxa de suporte principalmente durante a velocidade auto selecionada, em que as taxas acima de 50% se mostraram preponderantes para diminuir a atividade mioelétrica. Para o tibial anterior, a atividade só diminuiu de maneira importante para a velocidade auto selecionada com 80% de suporte.

A análise agora deve passar à fase de balanço, que foi aqui dividida em 3 porções para tornar viável o entendimento dos eventos musculares diante da menor demanda de carga corporal. Passar-se-á de agora em diante a analisar a fase em que o membro inferior encontra-se fora do apoio, diminuindo então a relação de causa-efeito gerada pela diminuição da magnitude de contato com a superfície da esteira, sugerida pelos resultados até aqui discutidos.

A fase de balanço inicial é marcada pela flexão do quadril e joelho, a liberação do pé do solo e elevação dos dedos. A flexão do quadril é facilitada pelo apoio do membro contralateral à frente e o consequente avanço da hemipelve ipsilateral ao membro apoiado no solo. Os músculos da loja medial da coxa, especialmente os músculos adutor longo e grácil passam a ganhar importância nesta propulsão anterior do segmento da coxa, além da atividade aumentada do ilíaco. A flexão do joelho é erroneamente atribuída à cabeça longa do bíceps femoral, todavia é possível diferenciar a atividade muscular, identificando maior responsabilidade para a cabeça curta do mesmo músculo (HAMILL; KNUTZEN, 2013; PERRY, 2005). Pelo fato de tais músculos não haverem sido aferidos, se centrará a atenção sobre os músculos pré-tibiais, mais precisamente o tibial anterior para a manutenção da posição de dorsiflexão.

Os resultados do presente estudo demonstraram que a atividade muscular do tibial anterior aumentou nas condições de maiores taxas de suspensão (80% e 50%) e de maior velocidade. A medida que a atuação do suporte e velocidade aumentou, a ativação mioelétrica seguiu a mesma tendência. A necessidade de manter a dorsiflexão durante a fase de balanço pode ser uma das causas deste achado. Alguns estudos não encontraram atividade aumentada para o tibial anterior diante de condições de SPP.

Entretanto, realizaram análise da atividade elétrica muscular durante o ciclo todo, sem diferenciar por subfases da marcha (FERRIS et al., 2006; IVANENKO et al., 2002).

O segundo terço da fase de balanço, chamada de balanço médio, apresenta como eventos críticos o controle ativo da posição de dorsiflexão e a flexão do quadril com o avanço contínuo do membro inferior. A extensão do joelho é passiva e a atividade dos flexores de quadril é bastante pequena (PERRY, 2005). Os músculos reto femoral e tibial anterior demonstraram receber influência da velocidade e SPP, porém sem interação.

A velocidade atuou como estímulo para o aumento da atividade do tibial anterior de maneira independente ao SPP. Este, por conseguinte elevou a atividade do tibial anterior conforme aumento o valor do SPP. Neste último caso, a porcentagem de balanço aumentada pode estar no cerne das possíveis causas para o incremento dos valores RMS obtidos com a suspensão principalmente pela necessidade de manutenção da posição de dorsiflexão.

O reto femoral não aumentou a sua atividade diante do aumento da velocidade, mas sim da suspensão. Também aqui pode-se levantar a hipótese de o balanço aumentado ser a causa desta adaptação.

Em condições de simulada diminuição da gravidade, a fase de balanço se mostrou aumentada. (IVANENKO et al., 2011). Fatores cinemáticos tais como a velocidade de flexão plantar do tornozelo (BARTLETT; KRAM, 2008), um ângulo crítico entre as coxas (MINETTI; ARDIGO; SAIBENE, 1994) e a sensação de esforço devido ao aumento do balanço de um membro (PRILUTSKY; GREGOR, 2001) parecem ser específicos para modificar o comportamento da marcha. Talvez, o fato de aumentar a fase de balanço seja a origem para alterar a atividade elétrica de determinados músculos quando em suspensão.

Para que ocorra a aterrisagem adequada do pé no solo, a fase de balanço terminal exige intensa atividade muscular. Esta garante principalmente a desaceleração do quadril, desaceleração do joelho e a estabilização do padrão de posicionamento do tornozelo em neutralidade resultando na estabilidade para o apoio (HAMILL; KNUTZEN, 2013; NORDIN; FRANKEL, 2014; PERRY, 2005).

Se faz importante então observar a atividade dos músculos bíceps femoral, tibial anterior, vasto lateral para a chegada do membro ao solo.

Optou-se por verificar a atividade elétrica destes músculos a 100ms antes do contato inicial, na tentativa de investigar se haveria algum comportamento prévio passível de ser modificado pelas condições propostas como variação da velocidade e SPP. Não foram encontrados estudos semelhantes para a variável de atividade muscular a 100 ms do contato inicial. Os resultados encontrados aqui podem apontar para diferentes interpretações.

O músculo bíceps femoral sofreu efeito principal para a velocidade e suspensão. Quando em condições de aumento da velocidade observou-se aumento da atividade a 100ms do apoio, caracterizando provável comportamento de antecipação para o contato. Por outro lado, independente da velocidade, a suspensão foi capaz de diminuir a atividade RMS a 100ms do contato conforme havia maior suspensão.(FENUTA A, 2014; HESSE; KONRAD; UHLENBROCK, 1999).

Para o músculo vasto lateral a atividade a 100ms sofreu interação, mas seguiu comportamento análogo ao bíceps femoral, diminuindo a sua atividade com o aumento da velocidade e suspensão. Todavia, para a velocidade muito baixa, não observou-se modificação significativa da pré-ativação. Foram encontradas pequenas diferenças entre 20% e 50% para a velocidade baixa (4,0 Km/h), o que ocorreu quando a velocidade foi auto selecionada. Isto parece apontar para a conclusão de que, em velocidades muito baixas a suspensão não influencia o comportamento prévio muscular frente ao iminente contato com o solo. Mas, a partir do aumento da velocidade, a suspensão passa a gerar mais influência sobre os mecanismos de proteção articular, por meio da diminuição da atividade gama (AQUINO et al., 2004; COLBY; KIRKENDALL; BRUZGA, 1999; FRANKLIN et al., 2003).

A diminuição da atividade a 100 ms do contato parece corroborar com os estudos que demonstram a diminuição da atividade muscular relacionada ao aumento da taxa de suspensão (FENUTA A, 2014; FERRIS et al., 2006; HESSE; KONRAD; UHLENBROCK, 1999; PATINO et al., 2007; WANG, 2008).

12. LIMITAÇÕES EXPERIMENTAIS

Diante dos resultados expostos e discutidos, parece ser possível aduzir informações relevantes acerca do assunto, com vias a melhor compreender os efeitos do suporte parcial de peso em indivíduos saudáveis e construir um conjunto de parâmetros para a utilização do SPP quando este for aplicado em um cenário clínico ou de retreino da marcha.

Todavia, os resultados e conhecimentos devem ser interpretados com base em algumas limitações:

- A ausência de dados dinâmicos durante a realização da marcha leva à limitação de entender como o processo de absorção de carga e propulsão ocorre em meio às condições de velocidade e taxa de suspensão.
- A ausência das informações da FRS seriam auxiliares para entender as estratégias de movimento utilizadas diante da manipulação da velocidade e SPP.
- A quantidade de suporte parcial de peso ofertada pelo sistema foi constante. Ou seja, é certo que a quantidade de suporte se mantinha o mais linear possível. Contudo, não havia como controlar se a quantidade de suporte sofria mínimas alterações geradas por parte do voluntário ao elevar o corpo em pequena quantidade.
- A ausência de informações cinemáticas do tronco poderiam servir como dados adicionais para entender as estratégias de movimento adotadas.
- A ausência de dados comparativos entre a marcha sem o uso do colete e com o uso do colete. Tais informações poderiam ser interessantes para confrontar as informações e originar maiores entendimentos sobre o efeito do sistema de suspensão sobre a marcha.
- A ausência de dados cinemáticos da pelve poderiam também ser úteis para entender as estratégias de movimento adotadas

- A ausência de dados cinemáticos do membro contralateral poderiam auxiliar na compreensão das modificações observadas.
- A utilização de velocidades específicas pode não ser atender à todas as condições de retreino e condições de reabilitação da marcha.
- Os valores de suporte podem não serem precisos para todas as situações de utilização do SPP.

Por se tratar de uma atividade cíclica, a marcha humana encerra inúmeros mecanismos neurofisiológicos de controle e execução, que certamente influenciam as características do movimento diante de demandas ambientais modificadas. Não foi objetivos deste estudo eliciar todos os mecanismos envolvidos na execução da marcha sob as condições variáveis de velocidade e SPP. Buscou-se, ainda que com as limitações mencionadas, descrever e comparar o comportamento de importantes descritores mecânicos em condições pouco usuais de marcha, e levantar direções de investigação para estudos futuros em diversos campos de investigação do movimento humano.

13. CONCLUSÃO

O presente trabalho teve como objetivo geral investigar a influência do suporte parcial de peso conjuntamente à variação da velocidade na marcha de indivíduos saudáveis por meio da observação de variáveis cinemáticas e eletromiográficas. Os resultados obtidos, ainda que não tenham apresentado a totalidade de variáveis cinemáticas e eletromiográficas, permitem afirmar que taxas de suporte parcial do peso corporal acima de 30% são capazes de modificar o comportamento da marcha. Especificamente, verificou-se que conforme havia aumento da velocidade e da taxa de suspensão, ocorria a diminuição da cadência e alteração do comprimento de passo, sendo este diminuído para velocidades baixas, e aumentado para níveis de suporte acima de 50%. A porcentagem de balanço aumentou quando comparada a condições de 0% de suporte. O tempo de ciclo aumentou com menor velocidade e também aumentou com maior taxa de SPP.

A amplitude articular de quadril, joelho e tornozelo diminuiu quando em condições de suporte parcial de peso aumentadas e aumento da velocidade de progressão da marcha, sendo possível observar que houve modificação do momento em que ocorreram os picos angulares de joelho e tornozelo.

Para a amplitude articular, houve efeito principal do SPP no quadril que diminuiu sua excursão articular com o aumento da suspensão; o efeito principal da velocidade atuou sobre o movimento de flexão plantar do tornozelo.

Foi possível verificar que a atividade muscular dos músculos glúteo médio, reto femoral, vasto lateral, tibial anterior e gastrocnêmio lateral foi alterada com o aumento da velocidade e suspensão, mostrando tendência para a queda dos valores de RMS quando comparada às situações de menor taxa de suspensão e velocidade em todas as fases da marcha.

De forma atípica, o bíceps femoral aumentou sua atividade durante a fase de apoio médio, para possivelmente auxiliar a extensão do quadril e manter a geração da propulsão. Na fase de balanço, a atividade do tibial anterior aumentou progressivamente com o também aumento da taxa de suspensão.

De modo geral, os índices de co-contração entre vasto lateral e bíceps femoral, e entre tibial anterior e gastrocnêmio lateral apresentaram tendência de queda nos momentos de contato inicial, resposta à carga e balanço terminal. Comportamento semelhante observado para a atividade mioelétrica a 100 milissegundos do contato inicial para os músculos estudados.

A partir dos achados deste estudo foi possível comparar os efeitos do SPP e da velocidade sobre as características cinemáticas e eletromiográficas da marcha, de modo a construir parâmetros para a indicação da estratégia de aliviar o peso corporal durante a marcha em um cenário clínico ou de retreino da atividade de caminhar.

Parece haver papel preponderante da carga sobre os ajustes cinemáticos e eletromiográficos diante de uma situação na qual o corpo encontra-se sustentado por meio de um sistema que alivia o efeito do peso corporal em meio à locomoção, principalmente no que diz respeito ao feedback sensorial gerado pela descarga de peso em membros inferiores.

O uso do colete conjuntamente ao alívio da carga, também parece exercer fator de influência considerável sobre os movimentos durante a marcha.

Dados concorrentes como os citados nas limitações experimentais, certamente poderiam ser complementares para a compreensão mais apurada sobre os efeitos da velocidade e suspensão atuando no movimento da marcha.

Portanto, permanecem ainda pontos importantes a serem investigados para avaliar como, por exemplo, o comportamento de variáveis dinâmicas e o entendimento dos mecanismos de controle neuro-musculoesqueléticos diante de situações de menor ação da gravidade, com vias a agregar mais informações ao corpo de conhecimentos aqui levantados, aduzindo à discussão maiores dados que poderão nortear de modo cada vez mais preciso a maneira de utilizar a estratégia do SPP e compreender de que modo cada vez mais claro como o sistema locomotor responde diante da manipulação da velocidade e taxa de suspensão do peso corporal sendo manipuladas de modo agregado.

14. REFERÊNCIAS

AASLUND, M. K.; MOE-NILSSEN, R. Treadmill walking with body weight support. **Gait & Posture**, v. 28, n. 2, p. 303–308, 2008.

APTE, S.; PLOOIJ, M.; VALLERY, H. Influence of Body weight unloading on human gait characteristics: a systematic review. **Pharmazie**, v. 60, n. 4, p. 319–320, 2018.

AQUINO, C. F. et al. Mecanismos neuromusculares de controle da estabilidade articular. **R. bras. Ci. e Mov.**, v. 12, n. 2, p. 35–42, 2004.

ARVIN, M.; VAN DIEËN, J. H.; BRUIJN, S. M. Effects of constrained trunk movement on frontal plane gait kinematics. **Journal of Biomechanics**, v. 49, n. 13, p. 3085–3089, 2016.

AWAI, L. et al. Preserved gait kinematics during controlled body unloading. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 14, n. 1, p. 25, 2017.

AWAI, L.; CURT, A. Intralimb coordination as a sensitive indicator of motor-control impairment after spinal cord injury. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 8, n. March, p. 1–8, 2014.

BARBEAU, H. et al. Walking after spinal cord injury: evaluation, treatment, and functional recovery. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 80, n. 2, p. 225–235, 1999.

BARELA, A. M. F. et al. Ground reaction forces during level ground walking with body weight unloading. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 18, n. 6, p. 572–579, 2014a.

BARELA, A. M. F. et al. Ground reaction forces during level ground walking with body weight unloading. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 18, n. 6, p. 572–579, 2014b.

BARTLETT, J. L.; KRAM, R. Changing the demand on specific muscle groups affects the walk-run transition speed. **Journal of Experimental Biology**, v. 211, n. 8, p. 1281–1288, 2008.

BASTIAANSE, C. M.; DUYSENS, J.; DIETZ, V. Modulation of cutaneous reflexes by load receptor input during human walking. **Experimental Brain Research**, v. 135, n. 2, p. 189–198, 2000.

BORIS~I.~PRILUTSKY; ROBERT~J.~GREGOR. Swing- and support- related muscle actions differentially trigger human walk-run and run-walk transitions. **The Journal of Experimental Biology**, v. 204, p. 2277–2287, 2001.

BRANDT, K. D.; RADIN, E. L.; DIEPPE, P. A. Not a Cartilage Disease. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v. 65, p. 1261–1265, 2006.

CADERBY, T. et al. Effects of Changing Body Weight Distribution on Mediolateral Stability Control during Gait Initiation. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 11, n. March, p. 1–11, 2017.

CHAO, EY, LAUGHMAN R.K., S. R. . NORMATIVE DATA OF KNEE JOINT MOTION AND GROUND REACTION FORCES IN ADULT LEVEL WALKING. **Journal of biomechanics**, v. 6, n. 3, p. 219–233, 1983.

COLBY, S. M.; KIRKENDALL, D. T.; BRUZGA, R. F. Electromyographic analysis and energy expenditure of harness supported treadmill walking: implications for knee rehabilitation. **Gait & posture**, v. 10, n. 3, p. 200–5, 1999.

DAMES, K. D.; SMITH, J. D. Effects of load carriage and footwear on lower extremity kinetics and kinematics during overground walking. **Gait and Posture**, v. 50, p. 207–211, 2016.

DEFFEYES, J. E. et al. Coactivation of Lower Leg Muscles during Body Weight-Supported Treadmill Walking Decreases with Age in Adolescents. **Perceptual and Motor Skills**, v. 115, n. 1, p. 241–260, 2012.

DIETZ, V. Locomotor activity in spinal man: significance of afferent input from joint and load receptors. **Brain**, v. 125, n. 12, p. 2626–2634, 2002.

DIETZ, V. Body weight supported gait training: From laboratory to clinical setting. **Brain Research Bulletin**, v. 78, n. 1, p. I–VI, 2009.

DIETZ, V.; FOUAD, K. Restoration of sensorimotor functions after spinal cord injury. **Brain**, v. 137, n. 3, p. 654–667, 2014.

DOBKIN, B. H.; DUNCAN, P. W. Should body weight-supported treadmill training and robotic-assistive steppers for locomotor training trot back to the starting gate? **Neurorehabilitation and neural repair**, v. 26, n. 4, p. 308–17, 2012.

DONELAN, J. M. et al. Mechanical and metabolic requirements for active lateral stabilization in human walking. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n. 6, p. 827–835, 2004.

DRAGUNAS, A. C.; GORDON, K. E. Body weight support impacts lateral stability during treadmill walking. **Journal of Biomechanics**, v. 49, n. 13, p. 2662–2668, 2016.

FENUTA A, H. A. Muscle activation during body weight-supported locomotion while using the ZeroG. **Jrrd**, v. 51, n. 1, p. 7, 2014.

FERRIS, D. P. et al. gravity Soleus H-reflex gain in humans walking and running under simulated reduced gravity. p. 167–180, 2006.

FINCH, L.; BARBEAU, H.; ARSENAULT, B. Influence of body weight support on normal human gait: development of a gait retraining strategy. **Physical therapy**, v. 71, n. 11, p. 842- 855; discussion 855-856, 1991.

FINEBERG, D. B. et al. Vertical ground reaction force-based analysis of powered exoskeleton-assisted walking in persons with motor-complete paraplegia. **The journal of spinal cord medicine**, v. 36, n. 4, p. 313–21, 2013.

FISCHER, A. G.; DEBBI, E. M.; WOLF, A. Effects of body weight unloading on electromyographic activity during overground walking. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 25, n. 4, p. 709–714, 2015.

FISCHER, A. G.; WOLF, A. Assessment of the effects of body weight unloading on overground gait biomechanical parameters. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 30, n. 5, p. 454–461, 2015a.

FISCHER, A. G.; WOLF, A. Assessment of the effects of body weight unloading on overground gait biomechanical parameters. **Clinical Biomechanics**, v. 30, n. 5, p. 454–461, 2015b.

FISCHER, A. G.; WOLF, A. Assessment of the effects of body weight unloading on overground gait biomechanical parameters. **Clinical Biomechanics**, v. 30, n. 5, p. 454–461, 2015c.

FISCHER, A. G.; WOLF, A. The effects of body weight unloading on kinetics and muscle activity of overweight males during Overground walking. **Clinical Biomechanics**, v. 52, n. January, p. 80–85, 2018.

FORREST, G. F. et al. Neuromotor and musculoskeletal responses to locomotor training for an individual with chronic motor complete AIS-B spinal cord injury. **The journal of spinal cord medicine**, v. 31, n. 5, p. 509–521, 2008.

FRANKLIN, D. W. et al. Functional significance of stiffness in adaptation of multijoint arm movements to stable and unstable dynamics. **Experimental Brain Research**, v. 151, n. 2, p. 145–157, 2003.

FRANZ, J. R. et al. Physiological modulation of gait variables by an active partial body weight support system. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n. 14, p. 3244–3250, 2007.

GALEA, M. P. et al. Intensive exercise program after spinal cord injury (“Full-On”): study protocol for a randomized controlled trial. **Trials**, v. 14, n. 1, p. 291, 2013.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. **Biomechanical Basis of Human Movement**. Baltimore: [s.n.].

HARKEMA, S. J. et al. Locomotor Training: As a treatment of spinal cord injury and in the progression of neurologic rehabilitation. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, n. 9, p. 1588–1597, 2012.

HESSE, S.; KONRAD, M.; UHLENBROCK, D. Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 80, n. 4, p. 421–427, 1999.

HIDLER, J. M.; WALL, A. E. Alterations in muscle activation patterns during robotic-assisted walking. **Clinical Biomechanics**, v. 20, n. 2, p. 184–193, 2005.

HIDLER, J.; WISMAN, W.; NECKEL, N. Kinematic trajectories while walking within the Lokomat robotic gait-orthosis. **Clinical Biomechanics**, v. 23, n. 10, p. 1251–1259, 2008.

HUNTER, I. et al. EMG activity during positive-pressure treadmill running. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 24, n. 3, p. 348–352, 2014.

IJMKER, T. et al. Energy cost of balance control during walking decreases with external stabilizer stiffness independent of walking speed. **Journal of Biomechanics**, v. 46, n. 13, p. 2109–2114, 2013.

IVANENKO, Y. P. et al. Control of Foot Trajectory in Human Locomotion: Role of Ground Contact Forces in Simulated Reduced Gravity. **Journal of Neurophysiology**, v. 87, n. 6, p. 3070–3089, 2002.

IVANENKO, Y. P. et al. Spatiotemporal organization of ??-motoneuron activity in the human spinal cord during different gaits and gait transitions. **European Journal of Neuroscience**, v. 27, n. 12, p. 3351–3368, 2008.

IVANENKO, Y. P. et al. Gait transitions in simulated reduced gravity. **Journal of Applied Physiology**, v. 110, n. 3, p. 781–788, 2011.

JENSEN, B. R.; HOVGAARD-HANSEN, L.; CAPPELEN, K. L. Muscle activation and estimated relative joint force during running with weight support on a lower-body positive-pressure treadmill. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 32, n. 4, p. 335–341, 2016.

KADABA, M. P.; RAMAKRISHNAN, H. K.; WOOTTEN, M. E. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. **Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society**, v. 8, n. 3, p. 383–92, maio 1990.

LANDER, J. J.; MORAN, M. F. Does positive pressure body weight-support alter spatiotemporal gait parameters in healthy and parkinsonian individuals? **NeuroRehabilitation**, v. 40, n. 2, p. 271–276, 2017.

LEWEK, M. D. The influence of body weight support on ankle mechanics during treadmill walking. **Journal of Biomechanics**, v. 44, n. 1, p. 128–133, 2011.

MAEGELE, M. et al. Recruitment of spinal motor pools during voluntary movements versus stepping after human spinal cord injury. **Journal of neurotrauma**, v. 19, n. 10, p. 1217–1229, 2002.

MARTIN P.E. , SANDERSON D.J., U. B. R. Fatores que afetam as frequências de movimento preferidas em atividades cíclicas. In: ZATIZIORSKI, V. M. (Ed.). . **Biomecânica no Esporte**. 1. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2000. p. 111–124.

MERCER, J. A; APPLEQUIST, B. C.; MASUMOTO, K. Muscle Activity During Running With Different Body Weight Support Mechanisms: Aquatic Environment Versus Body Weight Support Treadmill. **Journal of sport rehabilitation**, p. 300–306, 2013.

MEYNS, P. et al. Locomotor training with body weight support in SCI: EMG improvement is more optimally expressed at a low testing speed. **Spinal Cord**, v. 52, n. 12, p. 887–893, 2014.

MINETTI, A. E.; ARDIGO, L. P.; SAIBENE, F. The transition between walking and running in humans: metabolic and mechanical aspects at different gradients. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 150, n. 3, p. 315–323, 1994.

MIYAI, I. et al. Treadmill training with body weight support: Its effect on Parkinson's disease. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 81, n. 7, p. 849–852, 2000.

MULROY, S. J. et al. Gait parameters associated with responsiveness to treadmill training with body-weight support after stroke: an exploratory study. **Physical therapy**, v. 90, n. 2, p. 209–223, 2010.

MUN, K. R. et al. Biomechanical effects of body weight support with a novel robotic walker for over-ground gait rehabilitation. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 55, n. 2, p. 315–326, 2017.

NORDIN, MARGARETA; FRANKEL, V. H. **Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System**. 4. ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.

ONIFER, S. M.; SMITH, G. M.; FOUAD, K. Plasticity After Spinal Cord Injury: Relevance to Recovery and Approaches to Facilitate It. **Neurotherapeutics**, v. 8, n. 2, p. 283–293, 2011.

PANG, M. Y. C.; YANG, J. F.; TG, C. The spinal cord in the. p. 389–404, 2000.

PATIL, S. et al. Anti-gravity treadmills are effective in reducing knee forces. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 31, n. 5, p. 672–679, 2013.

PATINO, M. S. et al. Kinematic, kinetic and electromyographic characteristics of young adults walking with and without partial body weight support. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 11, n. 1, p. 19–25, 2007.

PERRY, J. **Análise de Marcha**. Volume 1 ed. São Paulo: Editora Manole, 2005.

RUCKSTUHL, H. et al. Comparing two devices of suspended treadmill walking by varying body unloading and Froude number. **Gait and Posture**, v. 30, n. 4, p. 446–451, 2009.

SADOWSKY, C. L.; MCDONALD, J. W. Activity-based restorative therapies: Concepts and applications in spinal cord injury-related neurorehabilitation. **Developmental Disabilities Research Reviews**, v. 15, n. 2, p. 112–116, 2009.

SAINTON, P. et al. Influence of short-term unweighing and reloading on running kinetics and muscle activity. **European Journal of Applied Physiology**, v. 115, n. 5, p. 1135–1145, 2015.

SAUNDERS, M.; INMAN, V.; EBERHART, H. The major determinant in normal and pathological gait. **Journal of Bones and Joint Surgery**, v. 35, n. 3, p. 543–558, 1953.

SAXENA, A.; GRANOT, A. Use of an Anti-gravity Treadmill in the Rehabilitation of the Operated Achilles Tendon: A Pilot Study. **The Journal of Foot and Ankle Surgery**, v. 50, n. 5, p. 558–561, 2011.

SOUSA, C. O. et al. The use of body weight support on ground level: an alternative strategy for gait training of individuals with stroke. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 6, n. 1, p. 43, 2009.

SWINNEN, E. et al. Trunk kinematics during walking in persons with multiple sclerosis: the influence of body weight support. **NeuroRehabilitation**, v. 34, n. 4, p. 731–40, 2014.

TENFORDE, A. S. et al. Use of an Antigravity Treadmill for Rehabilitation of a Pelvic Stress Injury. **Pm&R**, v. 4, n. 8, p. 629–631, 2012.

THOMAS, E. E.; DE VITO, G.; MACALUSO, A. Physiological costs and temporo-spatial parameters of walking on a treadmill vary with body weight unloading and speed in both healthy young and older women. **European Journal of Applied Physiology**, v. 100, n. 3, p. 293–299, 2007.

THRELKELD, A. J. et al. Temporospatial and kinematic gait alterations during treadmill walking with body weight suspension. **Gait and Posture**, v. 17, n. 3, p. 235–245, 2003.

VAN HEDEL, H. J. A.; DIETZ, V. Rehabilitation of locomotion after spinal cord injury. **Restorative Neurology and Neuroscience**, v. 28, n. 1, p. 123–134, 2010.

VAN HEDEL, H. J. A.; TOMATIS, L.; MÜLLER, R. Modulation of leg muscle activity and gait kinematics by walking speed and bodyweight unloading. **Gait & Posture**, v. 24, n. 1, p. 35–45, 2006.

VAN KAMMEN, K. et al. The Combined Effects of Body Weight Support and Gait Speed on Gait Related Muscle Activity: A Comparison between Walking in the Lokomat Exoskeleton and Regular Treadmill Walking. **PLoS ONE**, v. 9, n. 9, p. e107323, 2014a.

VAN KAMMEN, K. et al. The combined effects of body weight support and gait speed on gait related muscle activity: A comparison between walking in the lokomat exoskeleton and regular treadmill walking. **PLoS ONE**, v. 9, n. 9, 2014b.

VAN KAMMEN, K. et al. The combined effects of guidance force, bodyweight support and gait speed on muscle activity during able-bodied walking in the Lokomat. **Clinical Biomechanics**, v. 36, p. 65–73, 2016.

VAN THUC, T.; YAMAMOTO, S. I. Development of a body weight support system using pneumatic muscle actuators: Controlling and validation. **Advances in Mechanical Engineering**, v. 8, n. 12, p. 1–13, 2016.

VENEMAN, J. F. et al. Fixating the pelvis in the horizontal plane affects gait characteristics. **Gait and Posture**, v. 28, n. 1, p. 157–163, 2008.

WANG, L.-I. The kinetics and stiffness characteristics of the lower extremity in older adults during vertical jumping. **Journal of sports science & medicine**, v. 7, n. 3, p. 379–86, jan. 2008.

WANNIER, T. et al. Arm to leg coordination in humans during walking, creeping and swimming activities. **Experimental brain research**, v. 141, n. 3, p. 375–9, dez. 2001.

WATANABE, S.; SOMEYA, F. Effect of Body Weight-supported Walking on Exercise Capacity and Walking Speed in Patients with Knee Osteoarthritis: A Randomized Controlled Trial. **Journal of the Japanese Physical Therapy Association**, v. 16, p. 004, 2013.

WERNIG, A. et al. Corrigendum: Laufband therapy based on “rules of spinal locomotion” is effective in spinal cord injured persons (European Journal of Neuroscience (1995) 7 (823-829)). **European Journal of Neuroscience**, v. 7, n. 6, p. 1429, 1995.

WINTER, D. **The Biomechanics and Motor Control of Human Gait.PDF**, 1991.

WORTHEN-CHAUDHARI, L.; SCHMIEDELER, J. P.; BASSO, D. M. Training conditions that best reproduce the joint powers of unsupported walking. **Gait & Posture**, v. 41, n. 2, p. 597–602, 2015.

WERNIG, A.; NANASSY, A.; MULLER, A. Laufband (treadmill) therapy in incomplete paraplegia and tetraplegia. **J Neurotrauma**. 1999; Aug;16(8):719-26.