

Kariny Soares Do Espírito Santo

**ALTERAÇÕES BIOMECÂNICAS EM MEMBROS INFERIORES E PELVE
PROVOCADAS POR DISCREPÂNCIA LEVE/PEQUENA DE MEMBROS
INFERIORES DURANTE A MARCHA**

Belo Horizonte

2019

Kariny Soares Do Espírito Santo

**ALTERAÇÕES BIOMECÂNICAS EM MEMBROS INFERIORES E PELVE
PROVOCADAS POR DISCREPÂNCIA LEVE/PEQUENA DE MEMBROS
INFERIORES DURANTE A MARCHA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Colegiado de Pós-Graduação em Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de especialista em Fisioterapia em Ortopedia

Orientador: MSc Raphael Borges de Oliveira Gomes

Belo Horizonte

2019

E77a
2019

Espirito Santo, Kariny Soares do
Alterações biomecânicas em membros inferiores e pelve provocadas por
discrepância leve/pequena de membros inferiores durante a marcha. [manuscrito] /
Kariny Soares do Espirito Santo – 2019.
26 f.: il.

Orientador: Raphael Borges Gomes

Monografia (especialização) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de
Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.
Bibliografia: f. 24-26

1. Biomecânica. 2. Marcha. 3. Membros inferiores. I. Gomes, Raphael Borges. II.
Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e
Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 612.76

Ficha catalográfica elaborada pela bibliotecária Sheila Margareth Teixeira, CRB 6: n° 2106, da
Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à Deus, que em sua infinita sabedoria me deu força e disposição para fazer essa especialização. Gostaria de agradecer à Karina, minha amada companheira e grande incentivadora, que se desdobrou em esforços para me ajudar durante todo esse período. Obrigada pela organização das compras de passagens, pelas planilhas com todos os horários e localizadores, por me apoiar em todos os momentos e por aguentar algumas crises de ansiedade. Sem você do meu lado esse trabalho não seria possível.

Agradeço minha família e meus amigos por todo o carinho, amor e apoio. Sou grata, especialmente, aos meus pais, Arlete e Pedro, que tanto lutaram pela minha educação. Obrigada, Kamila, minha irmã querida, pelo incentivo de sempre e pelas buscas no aeroporto. Não posso deixar de dedicar um agradecimento especial à Marcinha e ao Clerinho, que me acolheram em suas casas com muito carinho.

Meu muito obrigada, a todos os professores que contribuíram com a minha trajetória na especialização, especialmente ao Mestre Raphael Borges, responsável pela orientação dessa monografia. Obrigado por compartilhar sua sabedoria, por ser tão atencioso e paciente. Sou grata também a esta universidade, desde o corpo administrativo até o coordenador do curso, Renan, que de alguma forma contribuíram para a realização desse trabalho.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES / TABELAS

Figura 1- Fluxograma de inclusão e exclusão dos estudos.....	12
Tabela 1 - Características e resultados primários de estudos.....	13

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM	Amplitude de movimento
DF	Dorsiflexão
DMI	Discrepância de membros inferiores
EV	Eversão
FP	Flexão plantar
INV	Inversão
Lilacs	Literatura Latino-Americana e do Caribe
Medline	<i>National Library of Medicine</i>
MMII	Membros inferiores
RE	Rotação externa
RI	Rotação interna
SciELO	<i>Scientific Electronic Library Online</i>

RESUMO

Introdução: A discrepância de membros inferiores (DMI) afeta cerca de 90% da população. Ainda que a discrepância de membros inferiores leve esteja relacionada a lesões, não há consenso sobre seus efeitos na biomecânica dos membros inferiores durante a marcha. **Objetivo:** Realizar uma revisão de literatura sobre as alterações biomecânicas em membros inferiores e pelve provocadas por discrepância leve/pequena de membros inferiores durante a marcha. **Metodologia:** Realizada uma pesquisa bibliográfica nas bases de dados Medline, Lilacs e SciELO no período de maio de 2018 a junho de 2019. Oito artigos preencheram os critérios de inclusão predeterminados e foram incluídos na revisão. **Resultados:** As estratégias compensatórias ocorrem em todo o membro inferior e pelve. Na condição do membro longo, ocorreram maiores valores dos ângulos de flexão do quadril, flexão de joelho e dorsiflexão do tornozelo; e redução dos ângulos de abdução do quadril e supinação do complexo tornozelo-pé. Por outro lado, na condição de membro curto, houve aumento nos ângulos de flexão plantar e redução nos ângulos de flexão quadril e joelho. **Conclusão:** Este estudo evidenciou que DMI leve/pequena promove alterações biomecânicas nos membros inferiores e pelve de adultos jovens durante a marcha. As estratégias compensatórias ocorrem em todos os membros inferiores, tanto no membro mais curto quanto no membro longo. Sendo assim, os resultados deste estudo sugerem que DMI leve/pequena não deve ser negligenciada.

Palavras-chave: Biomecânica, Discrepância leve de membros inferiores e Marcha.

ABSTRACT

Introduction: Lower limb discrepancy (DMI) affects about 90% of the population. Although mild limb discrepancy is related to injury, there is no consensus about its effects on lower limb biomechanics during gait. **Objective:** To perform a review of the literature on biomechanical changes in lower limbs and pelvis caused by mild / small limb discrepancy during gait. **Methodology:** A bibliographic search was carried out in the Medline, Lilacs and SciELO databases from May 2018 to June 2019. Eight articles met the predetermined inclusion criteria and were included in this review. **Results:** Compensatory strategies occur throughout the lower limb and pelvis. In the long limb condition, there were higher values of hip flexion angles, knee flexion and ankle dorsiflexion; and reduction of hip abduction angles and supination of the ankle-foot complex. On the other hand, in the short limb condition, there was an increase in the angles of plantar flexion and reduction in the angles of hip flexion and knee. **Conclusion:** This study evidenced that light / small DMI promotes biomechanical changes in the lower limbs and pelvis of young adults during gait. Compensatory strategies occur throughout the lower limb, both in the shorter limb and in the long limb. Thus, the results of this study suggested that mild / small DMI should not be neglected.

Key words: Biomechanics, Light discrepancy of lower limbs and gait

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	9
2 METODOLOGIA.....	11
3 RESULTADOS	12
4 DISCUSSÃO	19
5 CONCLUSÃO.....	23
REFERÊNCIAS	24

1. INTRODUÇÃO

A discrepância de membros inferiores (DMI) afeta cerca de 90% (KNUTSON, 2005a, 2005b) da população. Ela está associada ao desenvolvimento de diversas lesões, tais como lombalgia (MCCAW et al., 1991), dor patelo femoral (CARLSON M, 2007) e fratura por estresse da tíbia (BENNELL et al., 1996). Em um estudo realizado com 3161 indivíduos, os autores também encontraram associação entre osteoartrite de joelho e quadril e a DMI (GOLIGHTLY et al., 2007). Desta forma, entender as alterações biomecânicas associadas a DMI leve contribuirá para a tomada de decisão clínica, evitando o negligenciamento da mesma.

A classificação da DMI dar-se quanto a sua etiologia em duas categorias: estrutural e funcional (WALSH et al., 2000). Na estrutural, ocorre alteração no comprimento de qualquer um dos segmentos ósseos, sendo congênita ou adquirida. (WALSH et al., 2000). A discrepância funcional é possível ocorrer em qualquer porção da extremidade inferior, podendo ser causada por encurtamentos adaptativos de partes moles, alterações mecânicas, tais como fraqueza muscular, pronação ou supinação de um pé em relação ao outro, encurtamento dos adutores/abdutores do quadril frouxidão ligamentar e desalinhamentos axiais, incluindo subluxação e rotação inominadas, sem haver encurtamento na parte óssea (BRADY et al., 2003; GURNEY, 2002; SABHARWAL; KUMAR, 2008). Uma outra forma de classificação da DMI se dá com base na magnitude da diferença de comprimento entre membros: leve (diferenças menores ou iguais a 3 cm), moderada (diferenças entre 3 e 6 cm) e grave (diferenças maiores que 6 cm) (GURNEY, 2002; MCCAW; BATES, 1991).

A DMI leve pode produzir mudanças significativas na marcha, tais como aumento das forças de reação do solo (PEREIRA, 2008; SCHUIT, 1989), aumento de consumo de energia e aumento de energia cinética nos membros inferiores (DELACERDA; WIKOFF, 1982). Outros autores, sugerem que a DMI altera a biomecânica da marcha, desenvolvendo estratégias para equalizar o comprimento de membros. A hipótese seria de que membro mais curto, a fim de alongar-se dinamicamente, realize o aumento da flexão plantar e supinação do pé, aumento da extensão do joelho e redução da flexão do quadril durante a fase de apoio. Por sua

vez o membro mais longo dispõe de maior flexão de joelho e quadril, aumento da dorsiflexão e pronação do pé (KAUFMAN et al., 1999; RESENDE et al., 2016a).

White et al encontraram que a DMI entre 10 e 30 mm, seja simulada ou real, resultavam em carga desigual dos membros ao caminhar, e recomendou o uso de elevadores para equalizar os comprimentos das pernas (WHITE; GILCHRIST; WILK, 2004). Em outro estudo, com sujeitos com DMI pré-existente, descobriu-se que uma DMI média de 25 mm era necessária para produzir uma marcha assimétrica (PERTTUNEN et al., 2004). Bran et al, por sua vez, obteve resultados opostos. Ele realizou estudo da marcha com DMI imposto por meio de elevadores de pé e descobriu que um levantamento de 23 mm não produzia mudanças nas forças e momentos da marcha ou do quadril dos indivíduos (BRAND; YACK, 1996). Outros autores afirmam a inconsistência na literatura sobre os efeitos da DMI leve durante a marcha (GURNEY, 2002; KNUTSON, 2005a; MURRAY; AZARI, 2015).

A maioria da população apresenta DMI leve. Compreender os efeitos biomecânicos da marcha associados a DMI leve contribuirá para melhor entender o desenvolvimento de lesões. Portanto, o objetivo desse estudo foi realizar uma revisão de literatura sobre as alterações biomecânicas em membros inferiores e pelve provocadas por discrepância leve/pequena de membros inferiores durante a marcha.

2. METODOLOGIA

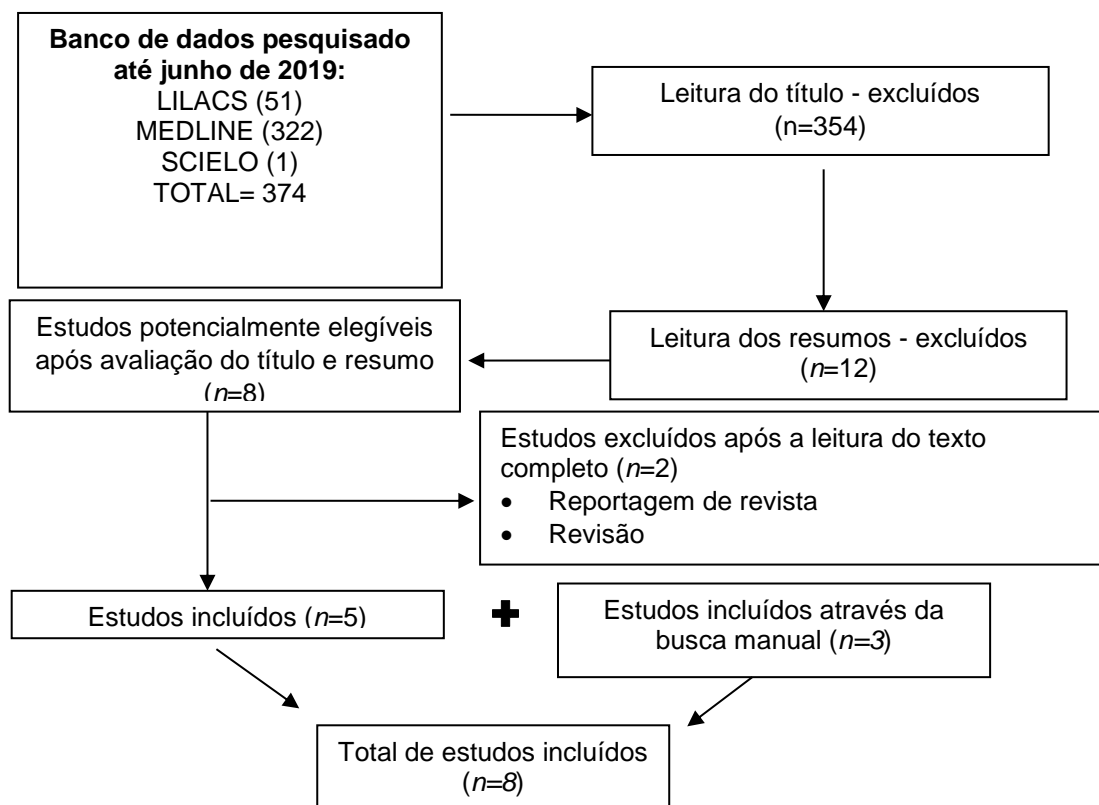
Foi realizada uma pesquisa bibliográfica nas bases de dados *National Library of Medicine* (Medline), Literatura Latino-Americana e do Caribe (Lilacs) e *Scientific Electronic Library Online* (SciELO) no período de maio de 2018 a junho de 2019; sem restrições de data de publicação. Foram utilizados nas buscas as seguintes palavras-chave: discrepância leve de membros inferiores (*mild discrepancy of lower limbs*), alterações biomecânicas (*biomechanical changes*), marcha ou caminhada (*gait or walking*) combinado com os termos discrepância no comprimento das pernas (*leg length discrepancy*), desigualdade no comprimento das pernas (*leg length inequality*), assimetria no comprimento das pernas (*leg length asymmetry*). A pesquisa foi restrita a língua inglesa e portuguesa, sem restrição de data.

Os critérios de inclusão foram: estudos transversais ou longitudinais que investigaram associações entre a presença de discrepância leve/pequena de comprimento de membros inferiores (real ou induzida) e alterações biomecânicas em membros inferiores e/ou pelve durante a marcha em adultos; presença de discrepância anatômica e/ou funcional de membros inferiores; medida da discrepância dos membros inferiores de forma estática ou dinâmica; e descrever a metodologia da medida da DMI.

3. RESULTADOS

Inicialmente, foram identificados 374 artigos. Após a remoção de estudos duplicados, artigos de revisão e estudos que não atendiam aos critérios de inclusão, 8 artigos foram selecionados para triagem de texto completo, dos quais 5 preencheram os critérios de inclusão com um adicional de 3 registros incluídos em pesquisas manuais de listas de referência. Um total de 8 estudos foram posteriormente utilizados na análise, conforme exposto na Figura 1. Sete estudos avaliaram o efeito de DMI simulado com levantamento da sola do pé e 1 estudo avaliou o efeito DMI real na biomecânica da marcha. Informações sobre os métodos, resultados e conclusões desses estudos encontram-se no Quadro 1.

Figura 1. Fluxograma de inclusão e exclusão dos estudos.



Quadro 1. Características e resultados primários de estudos.

Estudo	Amostra	DMI	Instrumento de Avaliação da Marcha	Resultados	Conclusão
(BEECK et al., 2019)	<p>N = 30 Homens: - Mulheres: -</p> <p>Idade: 24,4 (± 2,2); Massa: 70,5 (± 7,2 kg); Altura: 177 cm (± 8cm);</p> <p>Indivíduos com discrepância funcional e estrutural <10mm.</p>	Efeitos da DMI na pelve e coluna lombar, com utilização de sandálias de espessuras 10, 20, 30 e 40 mm.	Sistema de medição de topografia de superfície (<i>moviment formetric 4D, Diers International GmbH, Alemanha</i>).	<p><u>Condições estáticas</u></p> <p>DMI ≥ 10mm ↑ obliquidade pélvica. Não relatado se existe diferença significativa entre as espessuras de sandálias.</p> <p><u>Condições dinâmicas</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - DMI ≥ 10mm ↑ obliquidade pélvica do lado esquerdo, durante toda fase de apoio com pé esquerdo. - DMI de 10mm – 30mm ↑ obliquidade pélvica do lado esquerdo durante parta da fase de apoio com pé direito. - DMI ≥ 10mm ↑ obliquidade pélvica do lado direito, durante fase de apoio inicial e médio com pé esquerdo. - DMI ≥ 10mm ↑ obliquidade pélvica do lado direito durante toda fase de apoio com pé direito. 	DMI simulado tem efeito na obliquidade pélvica em condições dinâmicas, mas com magnitude menor do que sob condições estáticas.

(Continua)

Quadro 1. Características e resultados primários de estudos.

(Continuação)

(KIM et al., 2019)	<p>N = 40; Homens: 8; Mulheres: 32;</p> <p>Idade: 20,7 (\pm 1,4); Massa: 61,4 (\pm 10,5 kg); Altura: 164,2 cm (\pm 7,3cm);</p> <p>Indivíduos com discrepância funcional e estrutural <10mm.</p>	Efeitos da DMI na faixa dinâmica do movimento do quadril, joelho e tornozelo com utilização de palmilhas no sapato do pé direito, de espessuras 0, 10 e 20mm.	Sistema de captura de movimento (<i>Vicon Inc., Oxford, England</i>), com 6 câmeras T10, taxa de 100Hz. O <i>software Nexua 1.8.5 (Vicon Oxford, England)</i> . Com 40 marcadores refletivos fixados à pelve e MMII.	<p><u>Membro curto</u> - \downarrow ADM adução do quadril \uparrow ADM abdução do quadril. As demais variáveis de quadril, joelho e tornozelo para cada condição de palmilha foram semelhantes.</p> <p><u>Membro longo</u> - Quadril: DMI 20mm \uparrow ADM adução e \downarrow ADM abdução; - Joelho: DMI 20mm \uparrow ADM de flexão, extensão e RI; -Tornozelo: DMI 20mm \uparrow ADM FP, DF, pronação, EV e IN e \downarrow ADM supinação.</p> <p><u>Simetria entre membro curto e longo</u> - DMI 0mm não teve assimetrias; - Quadril: DMI 10mm \uparrow ADM flexão do membro longo. DMI 20mm \uparrow ADM flexão, adução, RI e \downarrow ADM extensão do membro longo. - Joelho: DMI \geq 10mm \uparrow ADM em todas as variáveis do membro longo, exceto para RI. - Tornozelo: DMI 10mm \downarrow ADM supinação e \uparrow ADM pronação do membro longo. DMI 20mm \uparrow ADM FP, pronação, INV e \downarrow ADM supinação do membro longo.</p>	Com o aumento da elevação da palmilha, observaram-se mais diferenças na ADM entre os membros curtos e os membros longos, e a assimetria dos MMII aumentou.
--------------------	---	---	--	---	--

(Continua)

Quadro 1. Características e resultados primários de estudos.

(Continuação)

<p>(KHAMIS; CARMELI, 2018)</p>	<p>N = 7; Homens: - Mulheres: -</p> <p>Idade: 23 (19-27); Massa: 62,5 (± -); Altura: 168 cm (± -);</p> <p>Indivíduos com discrepância funcional e estrutural <5mm.</p>	<p>Efeitos da DMI simulada com palmilhas na sola do sapato. 5, 10, 15, 20, 30 e 40 mm.</p>	<p>Sistema de análise de movimento tridimensional (<i>Vicon</i>, <i>Oxford Metrics, Reino Unido</i>), segundo o modelo <i>PlugInGait</i> (PGM), 120 Hz. Com 13 marcadores refletivos fixados à pelve e MMII, de acordo com o protocolo PGM.</p>	<p><u>Membro curto</u> - Joelho: DMI 5mm ↑ ADM extensão durante fase de apoio médio e ↓ ADM flexão durante fase de balanço; -Tornozelo: DMI ≥ 15mm ↑ ADM FP durante fase de apoio médio</p> <p><u>Membro longo</u> - Quadril: DMI ≥ 10mm ↑ ADM flexão e ↑ ADM de abdução durante fase de balanço; - Joelho: DMI ≥ 10mm ↑ ADM flexão - Tornozelo: DMI ≥ Não foi encontrado ↑ DF. ↑ ADM RE do pé durante fase de balanço.</p> <p><u>Simetria entre membro curto e longo</u> - DMI ≥ 15mm assimetrias no quadril e joelho; - DMI ≥ 10mm assimetrias no antepé e tornozelo durante fase de apoio final até fase de balanço médio.</p>	<p>Demonstrou que o DMI simulado, tão baixo quanto 5 mm, provoca alterações biomecânicas nos MMII durante a marcha. Revelada tanto na cinemática quanto no comprimento dinâmico da perna, sugerindo que o DMI leve não deve ser ignorada.</p>
------------------------------------	---	--	---	---	---

(Continua)

Quadro 1. Características e resultados primários de estudos.

(Continuação)

<p>(RESENDE et al., 2016a)</p>	<p>N = 19 Homens: 10 Mulheres: 9</p> <p>Idade: 25 (\pm 6); Massa: 72,3 (\pm 11,5 kg); Altura: 174 cm (\pm 7,2cm);</p> <p>Indivíduos com discrepância funcional e estrutural <5mm.</p>	<p>Efeito da DMI simulada com sandália de espessura de 14,5mm.</p>	<p>Sistema optoeletrônico (de captura de movimento com doze câmeras a 200Hz e seis plataformas de força em 1000Hz (modelo personalizado BP, AMTI). Um conjunto de marcadores foi utilizado para determinar a sistemas de coordenadas da pélvis, coxas e hastes.</p>	<p>Membro curto</p> <ul style="list-style-type: none"> -Pelve: \uparrow ADM obliquidade pélvica para baixo; - Quadril: \downarrow ADM flexão e adução nos primeiros 50 e 60% da fase de apoio. \downarrow torque extensão fase de apoio inicial e \uparrow torque flexão na fase de apoio final; - Joelho: \uparrow ADM extensão e \downarrow torque de extensão durante fase de apoio inicial; -Tornozelo: \uparrow ADM FP e INV do retropé. \uparrow torque FP durante fase de resposta a carga e apoio médio. \downarrow torque FP e \uparrow torque EV durante fase de apoio final; <p><u>Membro Longo</u></p> <ul style="list-style-type: none"> -Pelve: \uparrow ADM obliquidade pélvica; - Quadril: \uparrow ADM flexão e adução durante os primeiros 50 e 60% da fase de apoio; - Joelho: \uparrow ADM flexão e \uparrow torque extensão durante fase de apoio inicial. \uparrow torque abdução entre 10 e 90% da fase de apoio; - Tornozelo: \uparrow ADM DF e EV do retropé. \downarrow torque FP durante fase de resposta a carga e apoio médio. \uparrow torque de FP na fase de apoio final. 	<p>Indivíduos implementaram estratégias para aumentar o comprimento do membro curto e reduzir comprimento do membro longo. No entanto, não foram suficientes para prevenir os efeitos DMI leve no movimento pélvico.</p>
--------------------------------	---	--	---	---	--

(Continua)

Quadro 1. Características e resultados primários de estudos.

(Continuação)

(NEEDHAM et al., 2012)	<p>N = 7 Homens: 7 Mulheres: 0</p> <p>Idade: 23 (\pm -); Massa: - Altura: -</p> <p>Indivíduos com discrepância funcional e estrutural <0,3mm.</p>	<p>Efeitos da DMI na pelve e coluna ;lombar, descalços e com utilização de peças de elevação fixadas na parte anterior/posterior do pé direito de 10, 20 e 30mm.</p>	<p>Sistema de captura de movimento de oito câmeras (VICON, Oxford, Reino Unido). Com 17 marcadores reflexivos fixado à pelve e coluna lombar. Faixa e padrões foram calculados usando Visual3D (C- Motion Inc. MD).</p>	<p>ADM obliquidade pélvica não difere entre condições de pés descalços e DMI.</p> <p>Não foi realizado análises estatísticas substanciais, contudo a estatística descritiva relatada indicou que o DMI simulado influenciou o movimento tridimensional da pelve.</p>	<p>Diferenças na ADM e padrões de movimento para a pelve entre descalço e condições de DMI foram mínimas.</p>
(SEELEY et al., 2010)	<p>N = 26</p> <p>Grupo 1 / Grupo 2 N = 19 / 7 Homens: 8 / 5 Mulheres: 11 / 2 Idade: 30 (\pm 5) / 28 (\pm8); Massa: 71,5 (\pm 16,8 kg) / 74,6 (\pm 16,2 kg); Altura: 173 cm (\pm11cm) / 176 cm (\pm7cm);</p> <p>G1 = DMI <10mm G2 = DMI \geq10mm.</p>	<p>Efeito de DMI real <10mm comparado com DMI real >10mm.</p>	<p>Seis câmeras de alta velocidade de vídeo (60Hz; <i>Motion Analysis Inc., Santa Rosa, CA, USA</i>) e duas plataformas de força (960 Hz; <i>Kistler Instrument Corp., Amherst, NY, USA</i>). Utilizados marcadores reflexivos no modelo descrito por Ferber et al., 2003.</p>	<p>DMI >10mm apresentavam marcha ↓ simétrica quanto a torque e potência para joelho e tornozelo do que os indivíduos com discrepância < 10mm.</p> <p>- Os ângulos articulares não foram relacionados a simetria da marcha com DMI</p>	<p>O grau de assimetria bilateral da cinética articular do joelho e tornozelo está relacionado ao DMI na marcha saudável. Embora sujeitos apresentassem DMI leve, os momentos e os poderes articulares do joelho e tornozelo eram, em média, menos simétricos para os sujeitos com DMI > 10mm.</p>

(Continua)

Quadro 1. Características e resultados primários de estudos.

(Continuação)

(WRETENBERG et al 2008)	<p>N = 9 Homens: 9 Mulheres: 0</p> <p>Idade: 34 (29-41) Peso: - Altura: -</p>	Efeitos da DMI na carga do quadril, descalços e com sapatos de elevação de 20mm e 40mm.	Sistema de análise de movimento tridimensional com 6 câmeras (<i>Vicon, Motion System, Oxford, England</i>). Marcadores retro reflexivos (25 mm) foram fixados bilateralmente na pele sobre pontos de referência óssea padronizados. Frequência de 100 Hz na coleta de dados.	<p><u>Membro Curto</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - DMI \geq 20mm \uparrow torque abdução do quadril; - Sem diferenças quanto ao torque RI, flexão e extensão do quadril. <p><u>Membro Longo</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - DMI 40mm \downarrow torque adutor do quadril; - DMI 40 mm \downarrow torque RE quadril - Sem diferenças quanto ao torque RI, flexão e extensão do quadril. 	DMI \geq 20mm cria alterações biomecânicas em relação à carga da articulação do quadril tanto no lado longo quanto no lado curto, sendo os efeitos maiores no lado curto.
(WALSH et al., 2000b)	<p>N = 7 Homens: - Mulheres: -</p> <p>Idade: - Peso: - Altura: - Indivíduos com discrepância funcional e estrutural < 5mm.</p>	Efeitos da DMI simulada com elevação da sola do sapato de 10 a 50mm.	Sistema CODA MPX30.	<p><u>Membro curto</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Pelve: \uparrow ADM obliquidade pélvica para baixo; - Joelho: DMI \geq 20mm \uparrow ADM extensão; - Tornozelo: DMI \geq 10mm \uparrow ADM FP. <p><u>Membro longo</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Pelve: \uparrow ADM obliquidade pélvica; - Quadril: DMI \geq 20mm \uparrow ADM flexão; - Joelho: DMI \geq 20mm \uparrow ADM flexão; - Tornozelo: DMI \geq 10mm \uparrow ADM DF do tornozelo. 	A obliquidade acomoda a DMI até cerca de 20mm. Maiores graus de DMI, os mecanismos de compensação durante o caminhar eram mais complexos incluído uma combinação de mudanças cinemáticas na pélvis, do joelho e do tornozelo.

Legenda: \uparrow = aumento; \downarrow = redução; ADM = amplitude de movimento; DF = dorsiflexão; EV = eversão; FP = flexão plantar; INV = inversão; MMII = membros inferiores; RE= rotação externa; RI = rotação interna.

4. DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi investigar quais são as alterações biomecânicas nos membros inferiores e pelve, durante a marcha, provocadas pela DMI leve/pequena. Oito estudos foram considerados elegíveis. Sete avaliaram as alterações biomecânicas em DMI induzida com palmilhas ou elevadores da sola do sapato e 1 avaliou em DMI real, com resultados similares para dados cinéticos. No entanto, Seeley et al acharam que a cinemática da marcha era simétrica em indivíduos com DMI > 10mm. Os autores atribuem essa diferença de achados à um possível erro acumulativo nos processamentos de dados. Os resultados dessa revisão evidenciaram que a DMI leve/pequena é capaz de gerar alterações biomecânicas nos membros inferiores e na pelve de adultos jovens durante a marcha. Na condição do membro longo, ocorreram maiores valores dos ângulos de flexão do quadril, flexão de joelho e dorsiflexão do tornozelo; e redução dos ângulos de abdução do quadril e supinação do complexo tornozelo-pé. Para tanto, ocorrem aumento do torque de extensão e abdução do joelho; e redução do torque de flexão plantar. Por outro lado, na condição de membro curto, houve aumento nos ângulos de flexão plantar e redução nos ângulos de flexão quadril e joelho. Para tanto, ocorreram redução do torque de extensão do quadril e joelho; e aumento do torque de flexão plantar. Estes resultados dão suporte à hipótese de que os indivíduos com DMI leve/pequena empregam estratégias cinemáticas para alongar funcionalmente o membro curto e encurtar o membro longo durante a marcha. Essas estratégias biomecânicas desenvolvidas por DMI leve são associadas por outros estudos com várias condições patológicas ou levando as desvios de marcha assimétricos (CARLSON M, 2007; MCCAWE; BATES, 1991; MURRAY et al., 2017).

Em um estudo clínico, um total de 30 sujeitos foram examinados com um dispositivo de medição de Topografia de superfície (BEECK et al., 2019). As DMIs foram simuladas usando uma sandália personalizada e palmilhas de diferentes espessuras (10 a 40mm). A obliquidade pélvica atingiu nível significativo a partir de 10mm de DMI e as magnitudes em condições dinâmicas foram menores do que em condições estáticas (BEECK et al., 2019). Em um estudo anterior, após avaliar 7 indivíduos saudáveis, Walsh et al também evidenciou o aumento da obliquidade pélvica como mecanismo comum usado para compensar pequenos graus de DMI

(WALSH et al., 2000). Em condições dinâmicas, os mecanismos compensatórios foram mais complexos, incluindo uma combinação de alterações cinemáticas da pelve, joelho e tornozelo (WALSH et al., 2000). Resende et al obteve resultados similares (RESENDE et al., 2016a).

As estratégias compensatórias dos MMII são insuficientes para evitar obliquidade pélvica. Diante disso autores correlacionam alterações pélvicas, geradas por DMI leve/pequena, com a incidência de dor lombar e mudanças degenerativas de quadril e coluna lombar (DEFRIN et al., 2005; MCCAWE; BATES, 1991; MURRAY et al., 2017). Embora a maioria dos estudos demonstrem o aumento da obliquidade pélvica durante a marcha com DMI leve, um estudo não identificou esse mesmo resultado (NEEDHAM et al., 2012). Needham et al simulou a DMI utilizando peças de elevação fixadas na parte anterior/posterior de 10 a 30 mm. O autor não realizou análise estatística substancial, o que pode justificar ausência do efeito significativo da obliquidade pélvica (NEEDHAM et al., 2012). Nenhum autor avaliou dados cinéticos da pelve.

Estudos apontaram aumento de flexão do quadril na condição de membro longo, possivelmente para reduzir o comprimento do membro e balançá-lo para frente durante a fase de balanço. Khamis et al foram os únicos que observaram aumento de abdução do quadril na fase de balanço (KHAMIS et al., 2018). Wretenberg et al analisaram efeitos da DMI na carga do quadril, descalços e com sapatos de elevação de 20mm e 40mm. Os autores encontraram aumento do torque de abductor de quadril, sem diferenças nos torques de flexão, extensão e rotação interna (WRETENBERG et al., 2008). No entanto, Resende et al não relata aumento do torque abductor como estratégia de alongamento do membro curto, provavelmente por ter avaliado apenas a fase de apoio da marcha. O mesmos identificaram redução do torque de extensão do quadril na fase de apoio inicial e aumento do torque de flexão na fase de apoio final(RESENDE et al., 2016a).

De acordo com a literatura pesquisada, cinco estudos avaliaram indivíduos saudáveis durante a marcha com DMI simulada, com uso de sandálias de espessuras distintas. Todos apresentaram estratégias para aumentar o comprimento do membro curto e reduzir o comprimento do membro longo. Essas estratégias são agravadas a medida que a DMI vai se elevando. Esses achados corroboram com

outros estudos que associam DMI leve com aumento de gasto energético devido aos mecanismos compensatórios (ASSOGBA et al., 2018; DELACERDA et al. 1982; GURNEY et al., 2001).

Resende et al avaliou os efeitos de DMI simulada com sandália, cuja espessura era de 14,5mm. Os autores sugerem que o aumento do momento de extensão do joelho durante a condição do membro longo, ocorre possivelmente como um mecanismo para controlar o aumento do ângulo de flexão do joelho na fase de resposta à carga. Em contrapartida, para a condição de membro curto, os autores sugerem que foi exigido um menor momento de extensão devido à necessidade de um menor ângulo de flexão de joelho para desaceleração durante a resposta à carga, bem como para estender o joelho durante a transição para o o apoio médio. O mesmo estudo ainda sugere a ocorrência do aumento do torque de abdução do joelho, tendo íntima relação com a elevação da obliquidade pélvica (RESENDE et al., 2016a). Essa correlação já havia sido demonstrada antes por outros autores (RESENDE et al., 2015; TAKACS et al., 2012). Todos os outros quatro autores que avaliaram dados cinemáticos e ou cinéticos, produziram resultados similares aos de Resende et al. Esses mecanismos compensatórios do joelho, associados às alterações dos ângulos e torques de abdução e adução do quadril, podem explicar a relação de DMI leve com o surgimento e progressão de osteoartrite de joelho (GOLIGHTLY et al., 2007; HARVEY et al., 2010; MURRAY et al., 2017; RESENDE et al., 2016b).

A partir de 10mm de DMI é possível observar alterações significantes na articulação do tornozelo (KIM et al., 2019; SEELEY et al., 2010; WALSH et al., 2000)(KIM et al., 2019). Na busca de equalizar o comprimento dos membros, é descrito pelos autores a ocorrência de aumento da plantar flexão do tornozelo durante a fase de apoio inicial e médio, e aumento da supinação durante a fase de apoio médio e fase final do membro curto. Para tanto, ocorre o aumento do torque da flexão plantar durante a fase de resposta a carga e apoio médio; e redução do torque da flexão plantar associada ao aumento do torque da eversão do tornozelo durante a fase de apoio final (RESENDE et al., 2016a). A supinação excessiva, pode aumentar a rigidez do pé de forma a reduzir a absorção de carga, potencializando lesões em MMII (KAUFMAN et al., 1999). O aumento da pronação durante a fase de apoio do membro longo, foi encontra por 3 autores. Este resultado

está de acordo com um estudo anterior, que conclui que a pronação excessiva do pé é capaz de gerar encurtamento de um membro (RESENDE et al., 2014).

Apenas um estudo foi realizado com DMI real, Seelye et al demonstra que indivíduos com DMI real acima de 10mm apresentaram momentos e os poderes articulares do joelho e tornozelo, em média, menos simétricos quando comparados a indivíduos com DMI menor que 10mm, seus achados corroborando com os demais estudos. Por outro lado, Assogba et al conclui que indivíduos com DMI real adotam uma melhor estratégia de marchar em comparação com sujeitos nos quais o DMI foi simulado, por ter gasto energético reduzidos quando comparados.(ASSOGBA et al., 2018).Os relatos da literatura são escassos sobre a correlação de DMI leve real numa população saudável, o que torna um fator limitante dos resultados da pesquisa, não podendo afirmar que os resultados da DMI induzida são iguais aos resultados para DMI real.

O estudo realizado apresentou limitações quanto ao número de trabalhos relacionados ao tema e variadas metodologias de avaliação da marcha. No entanto, foi possível demonstrar significantes alterações biomecânicas em DMI leve. Estas foram correlacionadas com lesões do aparelho musculoesquelético.

5. CONCLUSÃO

Este estudo evidenciou que DMI leve/pequena promove alterações biomecânicas nos membros inferiores e pelve de adultos jovens durante a marcha. As estratégias compensatórias ocorrem na tentativa de equalizar o comprimento dos membros. O membro mais curto, a fim de alongar-se dinamicamente, realiza o aumento da flexão plantar e supinação do pé, aumenta a extensão do joelho e reduz a flexão do quadril durante a fase de apoio. Por sua vez o membro mais longo dispõe de maior flexão de joelho e quadril, aumento da dorsiflexão e pronação do pé.

REFERÊNCIAS

- ASSOGBA, T. F. et al. The effects of real and artificial Leg Length Discrepancy on mechanical work and energy cost during the gait. *Gait and Posture*, 2018.
- BEECK, A. et al. Dynamic evaluation of simulated leg length inequalities and their effects on the musculoskeletal apparatus. *Gait and Posture*, v. 67, n. August 2018, p. 71–76, 2019.
- BENNELL, K. et al. Risk Factors for Stress Fractures in Track and Field Athletes Prospective Study * b. *The American Journal of Sports Medicine*, v. 24, p. 810–818, 1996.
- BRADY, R. J. et al. Limb Length Inequality: Clinical Implications for Assessment and Intervention. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 2003.
- BRAND, R. A.; YACK, H. J. Effects of Leg Length Discrepancies on the Forces at the Hip Joint *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1996.
- CARLSON M, W. J. Are differences in leg length predictive of lateral patello-femoral pain ? *Physiotherapy Research International*, v. 12, n. 1, p. 29–38, 2007.
- DEFRIN, R. et al. Conservative correction of leg-length discrepancies of 10mm or less for the relief of chronic low back pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 86, n. 11, p. 2075–2080, 2005.
- DELACERDA, F. G.; WIKOFF, O. D. Effect of Lower Extremity Asymmetry on the Kinematics of Gait. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, v. 3, n. 3, p. 105–107, 1982.
- GOLIGHTLY, Y. M. et al. Relationship of limb length inequality with radiographic knee and hip osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, v. 15, n. 7, p. 824–829, 2007.
- GURNEY, B. Leg length discrepancy - review. v. 15, p. 195–206, 2002.
- GURNEY, B et al. Effects of limb-length discrepancy on gait economy and lower-extremity muscle activity in older adults. **J. Bone Joint Surg. Am.**, v 83, n 6, p 907-915, 2001.
- HARVEY, W. F. et al. Association of leg-length inequality with knee osteoarthritis a cohort study. *Annals of Internal Medicine*, 2010.
- KAUFMAN, K. R. et al. The Effect of Foot Structure and Range of Motion on Musculoskeletal Overuse Injuries. v. 27, n. 5, p. 585–593, 1999.
- KHAMIS, S.; CARMELI, E. The effect of simulated leg length discrepancy on lower limb biomechanics during gait. *Gait and Posture*, 2018.
- KIM, Y.-W. et al. Effects of Artificial Leg Length Discrepancies on the Dynamic Joint Angles of the Hip, Knee, and Ankle During Gait. *Journal of The Korean Society of Physical Medicine*, v. 14, n. 1, p. 53–61, 2019.

KNUTSON, G. A. Anatomic and functional leg-length inequality: A review and recommendation for clinical decision-making. Part I, anatomic leg-length inequality: Prevalence, magnitude, effects and clinical significance. *Chiropractic and Osteopathy*, v. 13, p. 1–10, 2005a.

KNUTSON, G. A. Anatomic and functional leg-length inequality: A review and recommendation for clinical decision-making. Part II, the functional or unloaded leg-length asymmetry. *Chiropractic and Osteopathy*, v. 13, p. 1–6, 2005b.

MCCAWE, S. T.; BATES, B. T. Biomechanical implications of mild leg length inequality. *British Journal of Sports Medicine*, v. 25, n. 1, 1991.

MURRAY, K. J. et al. Association of Mild Leg Length Discrepancy and Degenerative Changes in the Hip Joint and Lumbar Spine. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 2017.

MURRAY, K. J.; AZARI, M. F. Leg length discrepancy and osteoarthritis in the knee, hip and lumbar spine. *J Can Chiropr Assoc*, v. 59, n. 3, 2015.

NEEDHAM, R. et al. The effect of leg length discrepancy on pelvis and spine kinematics during gait. *Studies in Health Technology and Informatics*, v. 176, p. 104–107, 2012.

PEREIRA, C. S.; SACCO, I. D. C. N. Desigualdade estrutural discreta de membros inferiores é suficiente para causar alteração cinética na marcha de corredores? *Therapy*, v. 16, p. 28–31, 2008.

PERTTUNEN, J. R. et al. Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, v. 14, n. 1, p. 49–56, 2004.

RESENDE, R. et al. Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking Author: *Gait & Posture*, 2014.

RESENDE, R. A. et al. Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. *Gait and Posture*, 2015.

RESENDE, R. A. et al. Biomechanical strategies implemented to compensate for mild leg length discrepancy during gait. *Gait and Posture*, 2016a.

RESENDE, R. A. et al. Mild leg length discrepancy affects lower limbs, pelvis and trunk biomechanics of individuals with knee osteoarthritis during gait. *Clinical Biomechanics*, 2016b.

SABHARWAL, S.; KUMAR, A. Methods for assessing leg length discrepancy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. Anais...2008

SCHUIT, D.; ADRIAN, M.; PIDCOE, P. Effect of heel lifts on ground reaction force patterns in subjects with structural leg-length discrepancies. *Physical Therapy*, v. 69, n. 8, p. 663–670, 1989.

SEELEY, M. K. et al. The relation between mild leg-length inequality and able-bodied gait asymmetry. *Journal of Sports Science and Medicine*, 2010.

TAKACS, J.; HUNT, M. A. The effect of contralateral pelvic drop and trunk lean on frontal plane knee biomechanics during single limb standing. *Journal of Biomechanics*, v. 45, n. 16, p. 2791–2796, 2012.

WALSH, M. et al. Leg length discrepancy — an experimental study of compensatory changes in three dimensions using gait analysis. v. 12, p. 156–161, 2000.

WHITE, S. C.; GILCHRIST, L. A.; WILK, B. E. Asymmetric Limb Loading with True or Simulated Leg-Length Differences. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n. 421, p. 287–292, 2004.

WRETENBERG, P.; HUGO, A.; BROSTRÖM, E. Hip joint load in relation to leg length discrepancy. *Medical Devices: Evidence and Research*, v. 1, n. 1, p. 13–18, 2008.