Carla Sonsino Pereira

**Antropometria e biomecânica comparativa da locomoção de
corredores com e sem desigualdade estrutural de comprimento
de membros inferiores**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Medicina da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Mestre em
Ciências

Área de concentração: Movimento, Postura
e Ação Humana

Orientadora: Profa. Dra. Isabel de Camargo
Neves Sacco

São Paulo

2006

Carla Sonsino Pereira

**Antropometria e biomecânica comparativa da locomoção de
corredores com e sem desigualdade estrutural de comprimento
de membros inferiores**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Medicina da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Mestre em
Ciências

Área de concentração: Movimento, Postura
e Ação Humana

Orientadora: Profa. Dra. Isabel de Camargo
Neves Sacco

São Paulo

2006

DEDICATÓRIA

Eu dedico este trabalho aos meus pais que sempre acreditaram em mim e me incentivaram em todas as fases da minha vida, sem falar no quanto eles insistiram para que eu seguisse a carreira acadêmica. Na realidade eles já deviam saber o que eu só descobri a pouco, a minha paixão pela pesquisa e pelas salas de aulas.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradeço a FAPESP pelo apoio financeiro concedido, por dois anos, tornando possível minha total dedicação à realização deste estudo (Processo nº 03/08165-7).

Agradeço aos meus pais que desde a minha graduação insistiam para que eu fizesse o mestrado. Eles sempre estiveram presentes, em todas as etapas da minha vida, e nesta não poderia ser diferente, me apoiando e incentivando sempre. Muito obrigada, pois eu sei que sempre pude e poderei contar com vocês. Agradeço ao meu marido, Beto, ou melhor, Tilanguinho, que sempre me apoiou. Obrigada por ter agüentado as várias horas, dias e semanas que eu fiquei isolada sentada em frente ao computador. Ao meu irmãozinho, já não tão “inho”, um amigo que eu sempre posso contar. Agradeço de coração a Bel, minha orientadora, amiga, extremamente competente e profissional, que apesar de só um ano mais velha que eu, foi muitas vezes mãezona, nos mantendo embaixo de suas asas. Muito obrigada por me ensinar tanto! Só uma pessoa como você me faria render o que eu rendi nesses últimos anos. Às minhas amigas do peito, Giovana (nem sei como essa ainda me agüenta!), Adelle, Sâmia, Patrícia, Sandrinha, Luciana e Tatiana que me ouviram tantas vezes reclamando da correria, que entenderam meus sumiços, que participaram da pesquisa, me ajudaram com os resumos em inglês, nossa! Valeu!!! Aos meus amigos que mesmo não tão presentes no meu dia a dia eu sei que sempre torcem por mim. Ao Tavinho, Marcos Duarte, e ao Rogério pela grande e fundamental ajuda com a função em ambiente Matlab. Sem a ajuda de vocês a análise dos dados teria sido.... um sofrimento. Aos companheiros do laboratório de biomecânica do movimento e postura, por deixarem claro o significado de um trabalho em equipe. A Mariane e ao Marcelo que foram essenciais na primeira etapa da pesquisa, sem vocês não teria sido possível atingir um n deste tamanho. Agradeço à Escola

de Educação Física da Polícia Militar de São Paulo, em especial ao Ten. Carlos Enrique Forner que acreditou no meu trabalho desde o início, ao Coronel Ivens Catalano que autorizou a participação dos alunos da escola neste estudo. Ao PA club, especialmente às professoras Simone Machado e Cláudia Pangone, que além de participarem do estudo, encaminharam vários de seus alunos para as análises. O meu muito obrigada aos 230 sujeitos que participaram da pesquisa, seja somente na primeira ou em todas as etapas, foram vocês que tornaram possível a realização desse estudo. Quero agradecer também as pessoas que me incentivaram a ir aos Congressos Brasileiro e Internacional de Biomecânica, e às pessoas que eu conheci durante esses eventos, pois foi a partir daí que obtive a certeza de que eu estava no lugar certo, estudando biomecânica, e que é este caminho que eu quero seguir. E por último, mas não menos importante, à Latifinha que muitas vezes foi minha grande companheira, agüentando meus estresses sem reclamar, mas sim me acalmando por meio dos seus beijinhos, isto é, suas lambidinhas.

Enfim, obrigada a todos que de alguma forma fazem parte da minha vida.

NORMALIZAÇÃO ADOTADA

Esta dissertação está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors* (Vancouver)

Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina, Serviço de Biblioteca e Documentação.

Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias.

Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso Valéria Vilhena. 2ª. Ed. São Paulo; Serviço de Biblioteca e Documentação; 2005.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus*.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E SIGLAS.....	9
LISTA DE FIGURAS	11
LISTA DE TABELAS	13
SUMMARY	16
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. OBJETIVOS.....	4
2.1 OBJETIVOS DA PARTE 1	4
2.2 OBJETIVOS DA PARTE 2	5
3. REVISÃO E ATUALIZAÇÃO DA LITERATURA.....	6
3.1. ETIOLOGIA DA DESIGUALDADE DE MEMBROS INFERIORES E PATOLOGIAS ASSOCIADAS	6
3.2. MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA DESIGUALDADE DE MEMBROS INFERIORES	10
3.3. MÉTODOS DE MEDIÇÃO EM BIOMECÂNICA PARA AVALIAR DESIGUALDADE DE MEMBROS INFERIORES	17
4. CASUÍSTICA E MÉTODOS.....	23
4.1. CASUÍSTICA	23
4.2. PROTOCOLO EXPERIMENTAL.....	25
4.3. TRATAMENTO MATEMÁTICO DOS DADOS DA FORÇA REAÇÃO DO SOLO	34
4.4. ANÁLISE E TRATAMENTO ESTATÍSTICO	38
5. APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS.....	40
5.1. RESULTADOS DA PARTE 1.....	40
5.1.1. <i>Entrevista Pessoal – Epidemiologia</i>	40
5.1.2. <i>Medidas Antropométricas e Escanometria de membros inferiores</i>	46
5.2. RESULTADOS DA PARTE 2.....	49
5.2.1. <i>Andar</i>	49
5.2.2. <i>Correr</i>	52
5.2.3. <i>Redistribuição do Grupo Desigualdade</i>	55
6. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	60
6.1. DISCUSSÃO DA PARTE 1	60
6.2. DISCUSSÃO DA PARTE 2	64
7. CONCLUSÕES.....	71
ANEXO A - CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO EM PARTICIPAÇÃO DA PESQUISA – PARTE 1	73

ANEXO B - CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO EM PARTICIPAÇÃO DA PESQUISA – PARTE	274
ANEXO C	75
ANEXO D - FICHA DE AVALIAÇÃO INICIAL	76
ANEXO E - FICHA DE AVALIAÇÃO ANTROPOMÉTRICA.....	78
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	79
BIBLIOGRAFIA CONSULTADA.....	85
APÊNDICE – ROTINA ‘LD’ DO MATLAB.....	

LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E SIGLAS

MI	Membro Inferior
MMII	Membros Inferiores
D	Direito
E	Esquerdo
MID	Membro Inferior Direito
MIE	Membro Inferior Esquerdo
EIAS/MM	Medida clínica que utiliza a distância compreendida entre a espinha ilíaca antero superior e a borda superior do maléolo medial para obter o comprimento dos MMII
EIAS/ML	Medida clínica que utiliza a distância compreendida entre a espinha ilíaca antero superior e a borda superior do maléolo lateral para obter o comprimento dos MMII
Crista/MM	Medida clínica que utiliza a distância compreendida entre a crista ilíaca e a borda inferior do maléolo medial para obter o comprimento dos MMII
Umbigo/MM	Medida clínica que utiliza a distância compreendida entre a cicatriz umbilical e a borda inferior do maléolo medial para obter o comprimento dos MMII
p	nível descritivo do teste
FRS	Força de Reação do Solo
GC	Grupo Controle
GD	Grupo Desigualdade
PC	Peso Corporal
Fz₁	Primeiro Pico de Força

Fz₂	Segundo Pico de Força
F_{min}	Fase de apoio
TCz₁	Taxa de Crescimento 1 (Fz ₁ /Δtz ₁)
TCz₂	Taxa de Crescimento 2 (Fz ₂ /Δtz ₂)
PO	Taxa de Propulsão
Δtz₁	Tempo para atingir Fz ₁
tz₁	Tempo de ocorrência de Fz ₁
Δtz₂	Tempo para atingir Fz ₂
tz₂	Tempo de ocorrência de Fz ₂
t_{min}	Tempo de ocorrência do F _{min}
F_{max}	Pico de força máximo
F_{min}	Pico de força mínimo
ID	Impulso de desaceleração
IA	Impulso de aceleração
IS	Índice de Simetria
ISA	Índice de Simetria Absoluto

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Ilustração do método clínico que utiliza a distância compreendida entre EIAS e maléolo medial para obter o comprimento do MI	11
Figura 2 -	A. presença de desigualdade de membros inferiores causando desnivelamento da pelve. B. Utilização de blocos com espessuras definidas sob o MI menor com conseqüente nivelamento da altura das cristas ilíacas (Song et al., 1997)	14
Figura 3 -	A. Componente ICP; B. Componente <i>book correction</i> (Hanada et al., 2001)	16
Figura 4 -	Ilustração do “Palpation Meter” – PALM (Orthentics, 2005)	16
Figura 5 -	Diagrama de blocos das etapas do protocolo metodológico da parte 1	26
Figura 6 -	Diagrama de blocos das etapas do protocolo metodológico da parte 2	29
Figura 7 -	Imagem da disposição da plataforma de força no Laboratório de Biomecânica do Movimento e Postura Humana – FOFITO – FMUSP	30
Figura 8 -	Imagem de um dos sujeitos do presente estudo durante o tempo de apoio na plataforma de força durante o correr representando uma tentativa válida	30
Figura 9 -	Representação das variáveis estudadas da FRS vertical durante o andar: Fz_1 , o primeiro pico de força; Fz_{min} , força mínima; Fz_2 , o segundo pico de força; TCz_1 , a taxa de crescimento 1, TCz_2 , a taxa de crescimento 2, e PO, taxa de propulsão	33
Figura 10 -	Representação das variáveis estudadas da FRS vertical durante o correr: Fz_1 , o primeiro pico de força; Fz_2 , segundo pico de força; TCz_1 , a taxa de crescimento 1; TCz_2 , a taxa de crescimento 2; e PO, taxa de propulsão	33
Figura 11 -	Representação das variáveis estudadas da FRS horizontal durante o andar e o correr: Fx_{min} , força mínima; $Fx_{máx}$, força máxima; impulso de desaceleração (ID); e impulso de aceleração (IA)	34
Figura 12 -	Ilustração da rotina “LD” em ambiente matlab que representa a curva da FRS vertical do andar e as variáveis: Fz_1 , o primeiro pico de força; Fz_{min} , força mínima e Fz_2 , o segundo pico de força ...	35
Figura 13 -	Ilustração da rotina “LD” em ambiente matlab que representa a curva da FRS vertical do correr e as variáveis: Fz_1 , o primeiro pico de força; Fz_{min} , força mínima e Fz_2 , o segundo pico de força ...	36

Figura 14 -	Ilustração da rotina “LD” em ambiente matlab que representa a curva da FRS horizontal do andar e correr e as variáveis: $F_{x\min}$, equivalente ao pico de força de desaceleração, $F_{x\max}$ equivalente ao pico de força de aceleração	37
Figura 15 -	Tempo de prática de atividade física dos sujeitos da parte 1 (n = 230).....	40
Figura 16 -	Tempo de prática de corrida dos sujeitos da parte 1 (n = 230)	41
Figura 17 -	Volume semanal de corrida dos sujeitos da parte 1 (n = 230).....	41
Figura 18 -	Curvas médias da FRS vertical dos Grupos Controle (GC) e Desigualdade (GD), e CV (%), lados maior e menor durante o andar.....	50
Figura 19 -	Curvas médias da FRS horizontal dos Grupos Controle (GC) e desigualdade (GD), e CV (%), lados maior e menor durante o andar	51
Figura 20 -	Curvas médias da FRS vertical dos Grupos Controle (GC) e Desigualdade (GD) e CV (%), lados maior e menor durante o correr	53
Figura 21 -	Curvas médias da FRS horizontal dos Grupos Controle (GC) e Desigualdade (GD) e CV (%), lados maior e menor durante o correr.....	53
Figura 22 -	Curvas médias da FRS vertical do Grupo Desigualdade (GD), lado maior e menor, durante o correr; As setas destacam as diferenças significativas.....	54
Figura 23 -	Curvas médias da FRS vertical dos Grupos Controle (GC ₂) e Desigualdade (GD ₂), lados maior e menor durante o andar; a seta destaca a diferença significativa.....	56
Figura 24 -	Curvas médias da FRS vertical dos Grupos Controle (GC ₂) e Desigualdade (GD ₂), lados maior e menor durante o correr; a seta destaca a diferença significativa encontrada.....	57
Figura 25 -	Curvas médias da FRS vertical do Grupo Desigualdade (GD ₂), lado maior e menor durante o correr; as setas apontam as diferenças estatísticas significativas.....	58

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Média, desvio-padrão e as frequências observadas das variáveis demográficas e clínicas dos sujeitos avaliados na parte 1 (n=230)	42
Tabela 2 - Médias, desvios-padrão das variáveis e frequências demográficas e clínicas nos grupos com e sem desigualdade na parte 1 do estudo.....	43
Tabela 3 - Frequências de desordens ortopédicas nos corredores do grupo desigualdade e no grupo sem desigualdade entrevistados na parte 1 do estudo	44
Tabela 4 - Médias, desvios-padrão das variáveis e frequências demográficas e clínicas nos corredores com volume semanal maior e menor que 20 Km (parte 1).....	45
Tabela 5 - Frequências do número de desordens ortopédicas apresentadas pelos corredores com volume semanal maior e menor que 20 Km (parte 1)	45
Tabela 6 - Valores médios, desvios-padrão e valores de p das medidas clínicas (n=230), da medida radiográfica (n=47), e das desigualdades absoluta e normalizada, entre os membros inferiores dos corredores na parte 1 do estudo	47
Tabela 7- Valores da correlação de Pearson e valores de p entre as medidas antropométricas clínicas e a medida radiográfica de comprimento de MI, lado direito e lado esquerdo (n= 47).....	47
Tabela 8 - Valores das médias, desvio padrão e valores de p das variáveis da FRS vertical e horizontal durante o andar no Grupo Desigualdade (GD) e no Grupo controle (GC).....	50
Tabela 9 - Valores das médias, desvio padrão e valores de p dos Índices de Simetria Absolutos das variáveis de FRS vertical e horizontal durante o andar no Grupo Desigualdade (GD) e no grupo controle (GC)	51
Tabela 10 - Médias, desvio padrão e valores de p das variáveis da FRS vertical e horizontal durante o correr no Grupo Desigualdade (GD) e no Grupo controle (GC).....	52
Tabela 11- Médias, desvio-padrão e valores de p dos Índices de Simetria Absoluto das variáveis de FRS vertical e horizontal durante o correr no Grupo Desigualdade (GD) e no grupo controle (GC)	55
Tabela 12 - Médias, desvio padrão e valores de p das variáveis da FRS vertical e horizontal durante o andar ..	56
Tabela 13 - Médias, desvio padrão e valores de p das variáveis da FRS vertical e horizontal durante o correr ..	58

Tabela 14 - Médias, desvio-padrão e valores de p dos Índices de Simetria Absoluto das variáveis de FRS vertical e horizontal durante o andar nos grupos desigualdade (GD ₂) e controle (GC ₂)	59
---	----

Tabela 15 - Médias, desvio-padrão e valores de p dos Índices de Simetria Absoluto das variáveis de FRS vertical e horizontal durante o correr nos grupos desigualdade (GD ₂) e controle (GC ₂).....	59
---	----

RESUMO

Pereira, C.S. *Antropometria e Biomecânica comparativa da locomoção de corredores com e sem desigualdade de comprimento de membros inferiores* [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, SP; 2006.

Existe uma alta incidência de desigualdade de membros inferiores na população geral, podendo ser do tipo estrutural, onde existe diferença no comprimento de estruturas ósseas, ou funcional, como resultado de alterações mecânicas dos membros inferiores (MMII). A desigualdade pode ainda ser classificada quanto a sua magnitude, sendo discreta, moderada, ou grave. São muitos os métodos antropométricos utilizados para avaliar a desigualdade, entre os mais usados estão os métodos clínicos, como o uso de fita métrica para medir a distância entre duas saliências ósseas. Além destes, os métodos radiográficos também podem ser usados, porém com menor frequência devido ao custo elevado e exposição à radiação. As desigualdades discretas têm sido associadas especificamente à fratura por estresse, dor lombar e osteoartrite. Quando uma desigualdade está presente em indivíduos cuja sobrecarga mecânica é acentuada pela sua prática profissional, diária ou recreativa, estas desordens podem se manifestar precoce e gravemente. O objetivo deste estudo foi comparar diversas medidas antropométricas de comprimento de MMII usadas na prática clínica com a escanometria em corredores, e estudar a Força Reação do Solo durante a marcha e a corrida de corredores com desigualdade estrutural discreta de membros inferiores. Observou-se que a presença de desigualdade de membros inferiores foi associada à maior incidência de sintomas nos quadris e joelhos nos corredores. As medidas clínicas EIAS/MM ($R=0,96$; $p=0,000$), EIAS/ML ($R=0,97$; $p=0,000$), Crista/MM ($R=0,95$; $p=0,000$) e Umbigo/MM ($R=0,92$; $p=0,000$) apresentaram alta correlação com a escanometria. Entretanto, somente a medida clínica Umbigo/MM ($0,8 \pm 0,6$ cm; $0,8 \pm 0,5\%$) detectou desigualdade absoluta e normalizada entre os membros semelhante à escanometria ($0,6 \pm 0,5$ cm; $0,8 \pm 0,6\%$). Observou-se que quanto maior a desigualdade, maior a sobrecarga em ambos MMII, cargas estas capazes de causar em longo prazo desordens ortopédicas. Os sujeitos com desigualdade de 0,5 a 2,0 cm, durante o andar, apresentaram no MI menor maiores valores de $Fz_{\min}$ ($0,56 \pm 0,08$ PC); e maiores valores de Fz_2 e PO no MI menor durante o correr ($2,48 \pm 0,22$ PC; $17,18 \pm 3,35$ PC/s). E os sujeitos com desigualdade de 1,0 a 2,2 cm apresentaram no MI maior uma menor Taxa de Crescimento 1 ($9,19 \pm 1,49$ PC/s) em comparação ao controle ($10,44 \pm 1,72$ PC/s) durante o andar; maiores valores de Fz_1 no MI maior ($1,70 \pm 0,17$ PC) em relação ao controle ($1,57 \pm 0,16$ PC), e ainda maiores valores de Fz_2 e PO no MI menor ($2,55 \pm 0,22$ PC; $17,07 \pm 3,31$ PC/s) durante o correr. No entanto, os sujeitos com desigualdade discreta de membros inferiores apresentaram a marcha e a corrida simétricas de acordo com os valores obtidos pelo Índice de Simetria Absoluto das variáveis da FRS vertical e horizontal.

Descritores: Biomecânica, Antropometria, Corrida, Marcha, Desigualdade de membros inferiores, Movimento (física).

SUMMARY

Pereira,CS. *Comparative Anthropometry and Biomechanics of locomotion in runners with and without structural leg length discrepancy* [dissertation]. São Paulo: Faculty of Medicine, University of São Paulo, SP (Brazil); 2006.

There is a high incidence of leg length discrepancy (LLD) in general population, which could be structural, when the difference occurs in bone structures, or functional, as a result of mechanical changes at the lower limbs. The discrepancy can also be classified by its magnitude, being mild, intermediate, or severe. Many anthropometric methods are used to evaluate discrepancy, however the most common are clinical methods, which use a tape to measure the distance between two bone landmarks. Radiographic methods can also be used, although they are characterized by high cost and radiation exposure. Mild LLD has been associated with stress fractures, lower back pain and osteoarthritis. When the discrepancy occurs in subjects whose mechanical loads are increased by their professional, daily or recreational activities, these disorders might appear early and severely. The aim of this study was to compare several anthropometric measurements of LLD used in clinical practice with the scanogram in runners, and to study the ground reaction forces during gait and running in runners with mild and structural LLD. Results demonstrated an association between LLD and higher incidence of symptoms in runners' hips and knees. Clinical measures ASIS/MM ($R=0.96$; $p=0.000$), ASIS/LM ($R=0.97$; $p=0.000$), Crest/MM ($R=0.95$; $p=0.000$) and Umbilicus/MM ($R=0.92$; $p=0.000$) presented high correlation with scanogram. Although, only the clinical measurement Umbilicus/MM (0.8 ± 0.6 cm; $0.8 \pm 0.5\%$) detected absolute and relative discrepancy between lower limbs similar to that detected with scanogram (0.6 ± 0.5 cm; $0.8 \pm 0.6\%$). Results also showed that increasing discrepancy leads to overloads in both lower limbs, which may lead to orthopedic disorders after extended periods. Subjects with mild LLD of 0.5 to 2.0 cm presented higher values of $F_{z_{min}}$ (0.56 ± 0.08 BW) at the shorter limb during gait, and higher values of F_{z_2} and PO at the shorter limb (2.48 ± 0.22 BW; 17.18 ± 3.35 BW/s) during running. Subjects with mild discrepancy of 1.0 to 2.2 cm presented a smaller rate of load 1 (9.19 ± 1.49 BW/s) at the longer limb during gait in comparison to control subjects (10.44 ± 1.72 BW/s), and higher values of F_{z_1} at the longer limb during running (1.70 ± 0.17 BW) relative to control subjects (1.57 ± 0.16 PC). Subjects with mild discrepancy also showed higher values of F_{z_2} and PO at the shorter limb (2.55 ± 0.22 BW; 17.07 ± 3.31 BW/s). Nevertheless, subjects with mild LLD displayed symmetrical gait and running according to values obtained by Absolute Symmetric Index of vertical and horizontal GRF variables.

Uniterms: Biomechanics, Anthropometry, Running, Gait, Leg Length Inequality, Motion (Physics).

1. INTRODUÇÃO

Anisomelia é a condição na qual os membros se apresentam de forma assimétrica, e quando isso ocorre nos membros inferiores (MMII) é chamada discrepância ou desigualdade de membros inferiores (McCaw e Bates, 1991). Essa desigualdade de membros inferiores é observada em 65 a 70% da população normal, e uma desigualdade discreta, inferior a 2,0 cm, afeta 1 em cada 1000 pessoas (Kaufman et al., 1996). De acordo com Hanada et al. (2001), grande parte da população assintomática apresenta pelo menos uma discreta desigualdade de membros inferiores. Os homens são mais acometidos que as mulheres em uma razão de 1,95:1 em todas as idades (Guichet et al., 1991).

A desigualdade pode ser classificada como estrutural quando há uma diferença no comprimento de estruturas ósseas (Langer, 1976; Gurney, 2002) ou funcional como resultado de alterações mecânicas do membro inferior.

Os efeitos dessa desigualdade têm sido um assunto controverso na literatura há algum tempo, assim como os seus vários métodos de medição, as intervenções apropriadas e as lesões associadas. Nichols (1960) usou como parâmetro de medição a distância entre a espinha ilíaca ântero-superior e a borda superior do maléolo medial. Gofton (1971) criticou esta medida e afirmou que os métodos radiográficos são mais precisos, mas nem sempre disponíveis na prática clínica, métodos estes como: ortoroentegenograma, escanometria, radiografia digital computadorizada, ressonância nuclear magnética, tomografia computadorizada e US tridimensional (Gurney, 2002).

A desigualdade de membros inferiores tem sido relacionada a uma série de desordens musculoesqueléticas, mas os autores ainda não chegaram a uma magnitude consensual para causar estas desordens.

Gofton (1985) cita que desigualdade de membros inferiores da ordem de 1,25 cm leva a inclinação da borda superior do sacro com escoliose compensatória na coluna lombar. Kaufman et al. (1996) descrevem que desigualdades superiores a 2,0 cm resultam em assimetria da marcha se comparado com sujeitos sem desigualdades.

Dahl (1996) afirma que discrepâncias de 1,0 a 1,5 cm são comuns e geralmente não causam qualquer desordem musculoesquelética ou sintoma, podendo não necessitar de tratamento. Entretanto, o autor cita que escoliose estrutural, dor lombar, artrose lombar e sacro ilíaca, degeneração do quadril do membro inferior maior, artrose fêmoro-patelar, contratura em equino do pé, calosidades, aumento do consumo de energia durante a marcha e distúrbios temporais e dinâmicos na marcha, podem estar associados à desigualdade de membros inferiores.

Friberg (1983) apesar de assumir como clinicamente pouco significativa uma desigualdade menor que 0,5 cm, observou uma associação desta pequena diferença com dor lombar e dor no quadril. Song et al (1997) observaram que em presença de desigualdade de 5,5% do MI maior os sujeitos adotam estratégias compensatórias dinâmicas e estáticas como posicionamento em equino do membro inferior menor, saltito do membro inferior maior, aumento da flexão e circundução do membro inferior maior.

Schuit et al. (1989), Sutherland (1995) e Kaufman et al. (1996) observaram que a marcha de sujeitos com desigualdade de membros inferiores apresenta uma característica claudicação que está associada à diminuição do tempo de apoio no lado menor, diminuição da velocidade, aumento da cadência e diminuição no comprimento do passo no lado menor.

O tratamento da desigualdade de membros inferiores vai desde o uso de palmilhas ou calços nos calçados a técnicas cirúrgicas de alongamento ou encurtamento do membro, variando de acordo com a magnitude da desigualdade (Gurney, 2002).

São muitos os métodos utilizados para quantificar uma desigualdade de membros inferiores, no entanto, ainda permanece a dúvida sobre qual método clínico é o mais preciso e acurado em relação aos métodos radiográficos. Vários estudos têm investigado os efeitos da desigualdade nas lesões ortopédicas, no entanto pouco se discutiu a respeito das desigualdades discretas (inferiores a 3,0 cm), que muitas vezes são tidas como normais. Acredita-se ser de extrema importância estudar algumas medidas clínicas amplamente utilizadas na prática clínica na tentativa de determinar se estas são ou não ferramentas eficientes para medir a desigualdade de membros inferiores, e analisar os efeitos dessas desigualdades discretas em sujeitos praticantes de corrida, uma vez que estes sofrem alta sobrecarga em seu aparelho locomotor devido a rotina cíclica e intensa de treinamento. Parte-se da premissa que os métodos clínicos atualmente utilizados para detectar desigualdade de membros inferiores são precisos em quantificar estas desigualdades já que são amplamente descritos na literatura e utilizados na clínica, e que desigualdades discretas podem ser capazes de causar algum tipo de desordem nos padrões dinâmicos da locomoção e, cronicamente, nas estruturas do aparelho locomotor.

Diante disso, buscou-se investigar métodos de avaliação dessa desigualdade de membros inferiores e verificar se indivíduos com desigualdade discreta de membros inferiores adotam mecanismos compensatórios biomecânicos de forma a minimizar as sobrecargas advindas das desigualdades de membros inferiores.

2. OBJETIVOS

Considerando que o presente trabalho busca responder problemas científicos de naturezas diferentes, optou-se por dividi-lo em duas partes, sendo a primeira parte referente ao estudo dos métodos de medição da desigualdade de membros inferiores, e a segunda parte, ao estudo da biomecânica da locomoção de corredores com desigualdade estrutural discreta de membros inferiores.

2.1 Objetivos da Parte 1

Geral

- Estudar a validade de quatro medidas antropométricas clínicas de comprimento de membro inferior, bem como as desigualdades detectadas por elas, utilizando a medida radiográfica da escanometria como teste ouro em corredores de média e longa distância.

Específicos

- Identificar os principais sintomas e lesões existentes em corredores de média e longa distância com e sem desigualdade de membros inferiores;
- Avaliar o comprimento dos membros inferiores e as desigualdades entre os membros de corredores de média e longa distância e comparar quatro medidas antropométricas clínicas: distância linear entre espinha ilíaca ântero-superior e o maléolo medial; distância linear entre espinha ilíaca ântero-superior (EIAS) e o maléolo lateral; distância linear entre crista ilíaca e maléolo medial; distância linear entre cicatriz umbilical e o maléolo medial

- Avaliar, comparar e correlacionar o comprimento dos MMII, e as desigualdades entre os membros, detectados pelas medidas antropométricas clínicas e pela escanometria em corredores de média e longa distância.

2.2 Objetivos da Parte 2

Geral

- Verificar o efeito das desigualdades discretas de membros inferiores em corredores de média e longa distância no comportamento da força reação do solo e suas variáveis relacionadas durante a locomoção.

Específicos

- Avaliar e comparar as variáveis da Força Reação do Solo vertical e horizontal durante a marcha e a corrida entre corredores com e sem desigualdade discreta de membros inferiores;
- Avaliar e comparar as variáveis da Força Reação do Solo vertical e horizontal durante a marcha e a corrida entre o lado maior e o menor de corredores com desigualdade discreta de membros inferiores.

3. REVISÃO E ATUALIZAÇÃO DA LITERATURA

3.1. Etiologia da desigualdade de membros inferiores e patologias associadas

A discrepância ou desigualdade de membro inferior pode ser dividida em dois grupos etiológicos: discrepância anatômica ou estrutural e discrepância funcional (Langer, 1976; Eichler, 1977; Song et al., 1997). Na desigualdade estrutural de membros inferiores, também conhecida como desigualdade verdadeira, há uma diferença no comprimento de estruturas ósseas, podendo ser congênita ou adquirida (Langer, 1976; Gurney, 2002). A funcional pode ocorrer devida uma rotação da pelve causada por rigidez articular e/ou mau alinhamento axial, incluindo escoliose (Eichler, 1977), ou ainda como resultado de alterações mecânicas do membro inferior (MI), tais como fraqueza muscular, pronação ou supinação de um pé em relação ao outro, encurtamento dos adutores /abdutores do quadril (Gurney, 2002). Neely (1998) cita ainda uma terceira classificação – a desigualdade ambiental - freqüentemente causada por inclinação da via durante a corrida.

A desigualdade de membros inferiores tanto anatômica quanto funcional pode ainda ser subdividida em 3 categorias baseadas em sua magnitude: discreta = inferior a 3,0 cm; moderada = entre 3,0 e 6,0 cm e grave = maior que 6,0 cm, segundo Reid e Smith (1984), e White et al. (2004).

Para Nichols (1960), MMII com desigualdade entre si de causa idiopática ocorrem em aproximadamente 7% da população sem causar desordens musculoesqueléticas. Em crianças, desigualdades de 1,0 a 1,5 cm são comuns e geralmente não causam qualquer desordem ou sintoma podendo não necessitar de tratamento (Amstutz e Sakai, 1978; Dahl,

1996). Siffert (1987) acredita que desigualdades da ordem de 1,0 a 2,5 cm são raramente sintomáticas. E Gofton (1985) afirma que desigualdade dos membros inferiores de 1,25 cm já leva a uma inclinação lateral da borda superior do sacro da ordem de 4° com escoliose compensatória da lombar, onde o esforço ou estresse persistente em estruturas como ligamentos e músculos podem levar a dor. Para este autor é rara a dor nas costas estar associada com desigualdades inferiores a 0,9 cm.

Desigualdades maiores que 2,0 cm chamam a atenção de ortopedistas porque são pouco toleradas pelos pacientes que demonstram anormalidades de marcha e podem desenvolver deformidades progressivas de coluna. Esses problemas secundários são mais importantes com o aumento da desigualdade (Guichet et al., 1991; Neely, 1998). Entretanto, Siffert (1987) e Dahl (1996) atestam que quanto maior for a estatura do paciente mais bem tolerada será a desigualdade de membros inferiores.

Dahl (1996) e Hanada et al. (2001) afirmam que uma magnitude suficiente de desigualdade de membros inferiores pode levar a um número grande de problemas incluindo: aumento de energia dispendida na marcha, contratura em eqüino do tornozelo no MI menor, artrite de quadril e joelho no MI maior, artrose fêmoro-patelar, artrose lombar e sacro ilíaca, dor lombar, escoliose compensatória, calosidades, e distúrbios de marcha. Shuit et al. (1989), citam que uma inclinação para baixo da pelve ipsilateral ao MI menor e flexão do joelho contralateral, com intuito de equalizar os MMII, diminuem o desvio do centro de gravidade e reduzem o gasto energético. Para Mann et al. (1984) uma desigualdade de membros inferiores pode levar a atrofia muscular, antepé varo, genu valgum, fratura por estresse na tíbia, fêmur ou pelve geralmente no MI menor, rotação lateral do MI menor, pinçamento lateral no joelho, tendinite da banda iliotibial, e ainda subluxação patelar. Giles e Taylor (1981) acrescentam ainda que pode ocorrer um desequilíbrio muscular por todo o membro inferior e

tronco, e dificuldades psicológicas associadas às consequências estéticas da deformidade postural. Fann (2003) acredita que uma dor miofascial pode surgir devido à assimetria postural causada pela obliquidade pélvica, por desigualdade de membros inferiores. Essa assimetria postural pode impor desvantagens mecânicas e aumentar o estresse no sistema musculoesquelético.

Nichols (1960) encontrou desigualdades de 1,25 cm ou mais em 22% dos 180 pacientes com dor lombar por ele estudados. Para este autor a presença desta desigualdade pode estar associada à dor lombar, ou dores no MI menor, sendo que para ele a dor lombar aparece no final da adolescência ou no início da fase adulta. Korpelainen (2001) atesta que a origem das fraturas por estresse tanto em atletas como em recrutas militares é suposta na maioria dos casos como sendo biomecânica, com as forças que excederam os limites críticos agindo em um elemento do sistema locomotor, e cita que fraturas por estresse ocorrem com a mesma frequência tanto no MI maior quanto no MI menor e são bastante frequentes nos pés e pernas.

Helliwell (1985) discute que as alterações mais encontradas associadas à desigualdade são escoliose e inclinação pélvica, sendo que ambos podem levar a dor lombar crônica. Em seu estudo acompanhou 18 pacientes com desigualdade de MMII superior a 2,0 cm e observou que após o uso de calços permanentes nos calçados por pelo menos 3 meses o sintoma de dor lombar desapareceu ou melhorou em 89% dos casos. Assim, para este autor, a desigualdade de membros inferiores é uma causa facilmente corrigível e prontamente identificável de dor lombar crônica, devendo-se, portanto medir os MMII dos pacientes com dor nas costas.

Moseley (1990) e Menelaus (1991) sugerem como tratamento a equalização dos membros pelo uso de palmilhas ou calços, ou ainda cirurgias para encurtar ou alongar o

membro dos sujeitos com desigualdade. Estes autores observaram que sujeitos com desigualdade de membros inferiores andam com uma claudicação característica e podem apresentar dor lombar.

No entanto, Gross (1983), após avaliar o uso de calços em corredores com desigualdade de membros inferiores concluiu que desigualdades discretas inferiores a 2,5 cm não pareceram prejudicar as atividades desses corredores, e que o uso de calços não mostrou ser eficiente.

Hanada et al. (2001) observou uma maior prevalência de desigualdade de MMII em pacientes com dor lombar crônica do que sem ela. Essas assimetrias são dadas como fator contribuinte para o surgimento de dor lombar crônica e, mesmo que a prevalência de desigualdade seja maior nesses sujeitos, nem todos os indivíduos com desigualdade ou obliquidade pélvica apresentaram sintomas dolorosos. Já Biering (1984) concluiu que embora um número alto de pessoas com história de dor lombar apresente desigualdade de membros inferiores, em seu estudo a desigualdade não foi um fator predisponente para dor lombar em um ano.

Heilig (1978) cita que a desigualdade de membros inferiores ou desproporção na estrutura pélvica, não importando a origem, pode afetar o equilíbrio postural, produzir alterações desconfortáveis na coluna, e predispor o sujeito à lesões complexas, alterando os “inputs” e “outputs” neurais. Além disso, atesta que é comum ocorrer aumento da lordose lombar em indivíduos com desigualdade de membros inferiores, o que pode levar ao encurtamento do músculo psoas, resultando em um torque flexor maior e uma maior tensão nos músculos extensores. As estratégias compensatórias dinâmicas e estáticas utilizadas pelos pacientes na tentativa de igualar os MMII podem ser: posicionamento em equino do MI menor, saltito do MI maior, aumento da flexão e circundução do MI maior (Song et al., 1997).

Para os pacientes mais suscetíveis ao estresse da assimetria postural, um adequado realinhamento da pelve deve restaurar a simetria biomecânica, reduzindo a tensão muscular conseguindo reduzir ou eliminar a dor na região lombar (Hanada et al., 2001).

Contradizendo alguns estudos até então discutidos, McCaw e Bates (1991), e Petrone (2003) concluíram que desigualdades discretas têm sido associadas especificamente a 3 desordens ortopédicas: fraturas por estresse, dor lombar e osteoartrite. Além disso, Mahar e Macleod (1985) ao simular uma desigualdade inferior a 1,0 cm observaram que este valor já pode levar a uma mudança da principal posição do centro de pressão e a um aumento do desequilíbrio postural em bipedestação estática.

Brunet et al. (1990), após analisar 1505 questionários respondidos por corredores, detectaram que os desequilíbrios biomecânicos como a desigualdade de membros inferiores, parecem ser um dos maiores contribuintes para a ocorrência de lesões na corrida. Os autores observaram ainda um aumento significativo no número de fraturas por estresse, dor lombar, dor no quadril, e problemas discais ou vertebrais em corredores com desigualdade de membros inferiores de até 1,25 cm ou maior que 1,25 cm. Amadio e Duarte (1997) descrevem que a magnitude da força vertical pode atingir de 2 a 4 vezes o peso corporal, para corridas recreativas e de velocidade respectivamente. Estes autores citam ainda uma diminuição do tempo de apoio em relação ao andar de 600 para cerca de 200ms levando a uma maior carga mecânica imposta ao aparelho locomotor durante a corrida em relação ao andar.

3.2. Métodos de avaliação da desigualdade de membros inferiores

São vários os métodos descritos na literatura para avaliar a desigualdade de membros inferiores, incluindo as mais diversas medidas clínicas, que podem ser realizadas na clínica de maneira rápida sem custo adicional ou exposição à radiação, ou ainda medidas radiográficas mais precisas, no entanto expõem os sujeitos à radiação, além de apresentar um custo elevado.

Nichols e Bailey (1955) destacaram que a medida feita da EIAS à ponta do maléolo medial (Figura 1), com a fita métrica passando uniformemente na borda medial da patela garantindo que os joelhos do paciente se encontrem em extensão e o tornozelo devidamente encostado na maca, podem ser aceitas como ferramenta diagnóstica para desigualdades de 1,25 cm ou mais, porém para desigualdades menores que 1,25 cm, esta ferramenta não é confiável a menos que baseada na média de 4 medidas, por meio de 4 examinadores.

Figura 1 - Ilustração do método clínico que utiliza a distância compreendida entre EIAS e maléolo medial para obter o comprimento do MI

Gogia e Braatz (1996) compararam a medida entre a EIAS ao maléolo medial com a escanometria e constataram que o uso da fita métrica é válido, preciso e seguro, desde que as medidas sejam repetidas por vários avaliadores.

Dahl (1996) descreve que o exame clínico para detectar desigualdades de membros inferiores deve ser feito com o paciente em pé, observando-o no plano frontal anterior e posterior pela altura dos quadris, joelhos e pés, e então se colocam blocos de 1,0 cm sob o MI menor até nivelar a crista ilíaca e o tronco. Se a escoliose desaparecer é resultado de uma desigualdade de membros inferiores, e a medida verdadeira da desigualdade é feita com o paciente em supino, usando como parâmetro a crista ilíaca anterior e a borda inferior do maléolo medial, tal como descreveu Nichols (1960). Helliwell (1985) em seu estudo, também utilizou o método que utiliza como marcas ósseas a crista ilíaca anterior e o maléolo medial para medir o comprimento dos MMII.

Hoppenfeld (1997) descreve que a uma medida real dos MMII é a distância compreendida entre a EIAS e o maléolo medial, tal como descreveram Nichols (1960) e Dahl (1996), entretanto, a palpação das EIAS pode ser desconfortável para alguns sujeitos. Com este método pode-se determinar se a desigualdade é devido à tíbia ou ao fêmur, posicionando o paciente em decúbito dorsal com os membros flexionados a 90° e os pés apoiados na mesa, se um dos joelhos se mostrar mais alto que o outro, a tíbia deste membro será maior, e se um dos joelhos se projeta mais à frente em relação ao outro, o fêmur será maior. Este autor cita ainda uma medida aparente realizada com o paciente em decúbito dorsal e MMII em posição neutra, como sendo a distância entre a cicatriz umbilical e o maléolo medial, pois uma desigualdade aparente pode estar presente como resultado de uma obliquidade pélvica ou deformidade em flexão ou adução da articulação do quadril, e com esta medida esta obliquidade não seria levada em consideração.

Woerman e Binder-Macleod (1984) após testarem a precisão e a exatidão de cinco métodos clínicos que avaliam desigualdade de comprimento de membros inferiores encontraram que dentre os métodos indiretos, o método que utiliza blocos em baixo do

calcanhar do MI menor do sujeito, com o mesmo em posição ortostática, se mostrou ser o mais preciso e acurado, e dentre os métodos diretos, ou seja, métodos que utilizam uma fita métrica para medir a distância entre duas marcas anatômicas, a técnica mais precisa e acurada foi a que utiliza a EIAS e o maléolo lateral.

Uma maneira de avaliar desigualdade funcional de membros inferiores causada por obliquidade pélvica é o teste *Wilson Barstow* (Nadler et al., 1998), muito usado em avaliação osteopática normal. O paciente é posicionado em supino e mantém os quadris e joelhos flexionados enquanto mantém seus pés sobre a mesa, então é instruído a elevar as nádegas da mesa até que as coxas estejam alinhadas com o tronco e quadris. A altura dos maléolos é comparada lado a lado, e qualquer elevação de um lado comparado ao outro em dois testes consecutivos é considerado positivo.

Gofton (1971) critica a medida padrão, feita com fita métrica, entre espinha ilíaca antero superior e maléolos, pois acredita que pequenos graus de desigualdade são facilmente mascarados e que o efeito total da desigualdade é absorvido pelos quadris e pelve. Cita que os métodos radiográficos são mais precisos, mas nem sempre disponíveis na prática clínica. Este autor utilizou o método da colocação de blocos com determinadas espessuras sob os MMII menores para avaliar a desigualdade de membros inferiores. O paciente se posiciona em pé, olhando para frente, com os pés em paralelo sobre um degrau, joelhos em extensão e pelve alinhada dividindo o peso entre os pés, o examinador se posiciona atrás do paciente. Se uma desigualdade significativa estivesse presente poderiam ocorrer 3 possibilidades: a) uma saliência lateral na porção proximal da coxa do MI maior; b) escoliose; c) as mãos do examinador que estavam sobre as cristas ilíacas do paciente apresentariam alturas diferentes. O próximo passo era a colocação de blocos com espessura apropriada embaixo do pé do possível membro menor e então se observava as 3 etapas

descritas anteriormente (Figura 2). Com os blocos, as coxas apareceriam simétricas, a coluna alinhada e as mãos do examinador niveladas. O último passo do exame era a colocação dos blocos no possível MI maior, e ter certeza que as 3 observações anteriores apareceriam agora de forma exagerada. A espessura do bloco que levou à simetria da pelve era a indicação da quantia de desigualdade presente.

Figura 2 - A. presença de desigualdade de membros inferiores causando desnivelamento da pelve. B. Utilização de blocos com espessuras definidas sob o MI menor com conseqüente nivelamento da altura das cristas ilíacas (Song et al., 1997)

Gurney (2002) descreveu 3 métodos radiográficos para medir a desigualdade de membros inferiores que são: a) ortoroentegenograma que envolve uma única exposição dos MMII incluindo quadris e tornozelos, mas está sujeito a distorção da imagem; b) escanometria que usa 3 exposições, uma para os quadris, uma para os joelhos e uma para os tornozelos, anulando dessa forma o erro de ampliação mas aumentando o tempo de execução, o custo e a exposição à radiação; e c) radiografia digital computadorizada que minimiza a exposição à radiação, reduz os erros matemáticos e é precisa até mesmo em presença de deformidade angular. Este autor cita ainda que ultra-som tridimensional, ressonância nuclear magnética, e

tomografia computadorizada também podem ser utilizados para determinar o comprimento dos MMII.

Song et al. (1997) compararam o uso de blocos, fita métrica para medir a distância linear entre a EIAS e o maléolo medial, e o ortoroentegenograma, e não encontraram diferença percentual entre o comprimento dos membros menor e maior em todos os métodos utilizados.

Mann et al. (1984) utilizaram o método de palpação e observação da altura das cristas ilíacas na posição ortostática para detectar diferença na altura das cristas ilíacas. Esta altura pode ser classificada como igual, baixa do lado esquerdo, ou baixa do lado direito. Dez sujeitos foram analisados duas vezes por 11 avaliadores. Os avaliadores foram divididos em 3 grupos pelo tipo de experiência, sendo um grupo formado por estudantes de fisioterapia, outro por fisioterapeutas com experiência clínica em reabilitação, e um grupo de fisioterapeutas com experiência clínica em ortopedia. Devido a alta variabilidade dos dados obtidos os autores concluíram que este método não apresentou uma alta confiabilidade.

Hanada et al. (2001) avaliaram se a desigualdade era significativa pela palpação das cristas ilíacas; se esta pareceu clinicamente significativa, a extensão da desigualdade era então medida por meio da sua correção com um livro (técnica "Iliac Crest Palpation and Book Correction" - ICPBC). O livro era aberto e colocado embaixo do pé do membro menor até que as cristas estivessem niveladas por palpação. O livro era removido, as páginas eram firmemente comprimidas e essa "correção" da desigualdade era medida. Radiografias eram feitas para detectar se as EIAS estavam niveladas. A técnica ICPBC é fidedigna, segura e moderadamente válida. O componente ICP ("Iliac Crest Palpation" – palpação da crista ilíaca) do teste foi usado para detecção do comprimento dos MMII e o componente BC ("Book Correction", correção pelo livro) para quantificar a desigualdade entre os membros (Figura 3).

Figura 3 - A. Componente ICP; B. Componente *book correction* (Hanada et al., 2001)

Recentemente o “Palpation Meter” (PALM) (Medidor de Palpação) foi desenvolvido para medir desigualdade de membros inferiores na posição em pé (Petrone, 2003). O PALM (Figura 4), um instrumento fidedigno, válido e preciso para medir diferença na altura da crista ilíaca em qualquer sujeito, palpa a parte mais superior da crista ilíaca. A distância da cabeça do calibrador é lida a partir do milímetro mais próximo, enquanto que o ângulo de inclinação é lido a partir do grau mais próximo. A diferença entre a altura das cristas é calculada pela calculadora do PALM. É importante reconhecer que medida da desigualdade pelo método PALM é uma estimativa indireta de uma desigualdade verdadeira (Petrone, 2003).

Figura 4 - Ilustração do “Palpation Meter” – PALM (Orthotics, 2005)

Biering (1984) destacou que muitas técnicas têm sido usadas para medir o comprimento dos MMII, incluindo fita métrica e radiografias, mas que a maioria dos estudos avalia a desigualdade de membros inferiores estaticamente, podendo falhar em detectar aquelas desigualdades que podem ser totalmente compensadas, porém podem se manifestar em avaliações dinâmicas como na avaliação da marcha.

É importante observar ainda que a maioria dos métodos descritos na literatura despreza possíveis alterações nos pés, e a maioria desses métodos é utilizada para aferir o comprimento dos MMII e não a desigualdade existente entre os membros. Por meio destas medidas de comprimento a desigualdade pode ser obtida de maneira indireta, uma vez que se faz necessária a realização de um cálculo matemático para se obter a desigualdade entre os membros. A exceção fica por conta do método que utiliza blocos com espessuras pré-definidas, ou o método da correção pelo uso de livro, que além de levar em consideração os pés, têm como objetivo detectar a desigualdade entre os membros.

3.3. Métodos de medição em biomecânica para avaliar desigualdade de membros inferiores

A avaliação da Força Reação do Solo (FRS) pode fornecer uma medida indireta da magnitude e razão de cargas aplicadas na extremidade inferior durante atividades de suporte de carga (Basse et al., 1997), e estas medidas feitas durante habilidades de locomoção, por serem objetivas, podem refletir diferenças cinemáticas dos MMII, e podem ainda servir como parâmetros para investigar assimetrias entre membros (Herzog et al., 1989).

Para Kaufman et al. (1996), o exame estático pode documentar uma deformidade anatômica que pode ser parcialmente ou totalmente compensada pelas adaptações

funcionais dinâmicas, só sendo possível discriminar entre desigualdade funcional ou estrutural de membros inferiores por meio da análise biomecânica da marcha. Os autores avaliaram o tempo de apoio simples durante a marcha, o primeiro e o segundo pico da força vertical e a taxa de carga e descarga da FRS componente vertical em 20 crianças com idade média de 9 anos com desigualdade de membros inferiores detectada por meio da escanometria e observaram assimetrias na marcha. Foi utilizada análise de regressão linear para relacionar desigualdade de membros inferiores e assimetrias nos parâmetros biomecânicos da marcha. Os autores concluíram que houve uma boa relação entre a quantia de assimetria de cada parâmetro da marcha e a desigualdade de membros inferiores, e que quanto maior a desigualdade entre os membros, maior foi o grau de assimetria na marcha. Quarenta e cinco a 70% da variação na assimetria da marcha foi explicada pela variação no comprimento do membro, sendo que discrepâncias de 2,0 cm (1,1 – 3,2 cm) e percentualmente 3,7 % (2,2 – 5,1%) resultaram em assimetrias de marcha acima do padrão normal.

O Índice de simetria de variáveis biomecânicas pode ser um dos métodos para se avaliar padrões de marcha em pacientes com desigualdade, pois ajuda a estimar a amplitude aceitável de diferença e determinar simetrias nas variáveis antes e depois da correção da desigualdade.

Robinson et al. (1987), propuseram o Índice de simetria, de acordo com a seguinte fórmula:

$$IS = \frac{X_D - X_E}{\frac{1}{2}(X_D + X_E)} \cdot 100\%$$

onde IS é o índice de simetria, X_D é a variável de marcha para o membro inferior direito e X_E a correspondente variável para o membro inferior esquerdo (Robinson et al., 1987; Herzog et al., 1989; Zifchock et. al., 2005).

Esta definição de índice de simetria (IS) pode ser usada para medidas de variáveis da locomoção tanto cinemáticas quanto cinéticas. O valor do índice igual a zero indica que não há diferença entre as variáveis para o lado direito e esquerdo e, portanto, há uma perfeita simetria na locomoção. Um valor positivo do índice indica que a magnitude do membro direito é maior que a do membro esquerdo; um valor negativo do índice indica que a magnitude do membro direito é menor que a magnitude do membro esquerdo.

Karamanidis et al. (2003) atestam que embora a equação descrita por Robinson et al. (1987) seja útil, possivelmente não demonstra a real simetria dos indivíduos pertencentes a um determinado grupo, uma vez que se metade dos sujeitos apresentarem um IS de - 10% e a outra metade de + 10%, o valor médio do índice para este grupo será zero. Por conta disso, esses autores sugeriram um IS modificado chamado índice de simetria absoluto (ISA) e descrito pela seguinte equação:

$$ISA = \frac{|X_D - X_E|}{\frac{1}{2}(X_D + X_E)} \cdot 100\%$$

Um valor de ISA igual a zero indica que as variáveis que foram mensuradas X_D e X_E foram idênticas, e dessa forma, que houve uma perfeita simetria no movimento.

White et al. (2004) calculou IS das forças de reação do solo componente vertical observadas durante o andar em uma esteira rolante com 2 plataformas de força em uma velocidade que variou de 1,3 a 1,5 m/s, e comparou esses valores entre os grupos desigualdade de membros inferiores verdadeira (desigualdade anatômica de 1,0 – 3,0 cm), grupo saudável (sem desigualdade ou desigualdade inferior a 0,5 cm), e o grupo com desigualdade de membros inferiores simulada (membro inferior esquerdo elevado em 1,31

cm). Os autores analisaram os índices de simetria para as variáveis: primeiro pico de força (Fz_1), taxa de crescimento 1, a qual é definida pela razão entre Fz_1 e o tempo para atingir Fz_1 (TCz_1), segundo pico de força ou pico de impulsão (Fz_2), e a taxa de propulsão, a qual é definida pela razão entre Fz_2 e o tempo da ocorrência de Fz_2 até a retirada do pé (TP). Observaram assimetrias em três das quatro medidas para o grupo com desigualdade verdadeira em relação ao grupo saudável (Fz_1 , TCz_1 e Fz_2), sendo que foram observados maiores valores no MI menor. Os autores concluíram que desigualdades maiores que 1,0 cm resultam em assimetrias de cargas verticais, e que de maneira geral o MI menor, tanto no grupo desigualdade simulada quanto no grupo desigualdade verdadeira, apresentou maiores cargas e maiores taxas, com exceção para a taxa de propulsão que foi maior no MI maior do grupo desigualdade verdadeira.

McCrory et al. (2001) após analisar as variáveis: Fz_1 , porcentagem do ciclo que ocorreu o primeiro pico de força; Fz_2 , porcentagem do ciclo que ocorreu o segundo pico de força, TCz_1 ; Taxa de propulsão TP, Impulso da força vertical; e tempo de apoio da FRS no pré e pós-operatório de sujeitos com artroplastia de quadril, observaram que a TCz_1 foi o parâmetro mais sensível para medir assimetrias em MMII.

Schuit et al. (1989), Sutherland (1995) e Kaufman et al. (1996) observaram uma característica claudicação em sujeitos com desigualdade de membros inferiores e discutiram que isto poderia estar associado à diminuição do tempo de apoio no lado menor, diminuição da velocidade do andar, aumento da cadência e diminuição no comprimento do passo no lado menor.

Song et al. (1997) avaliaram em 35 crianças com idade média de 13 anos a amplitude de movimento articular em todos os planos, a cinemática de quadris, joelhos e tornozelos durante a marcha nos planos sagital e frontal, os torques isocinéticos de MMII, e as medidas

antropométricas de MMII comparadas ao ortoroentegenograma com objetivo de analisar os mecanismos compensatórios adotados durante a marcha na presença de desigualdade de membros inferiores. A medida da discrepância foi feita por meio de 3 técnicas: a) ortoroentegenograma, b) com o uso de blocos embaixo do MI menor, c) e com fita métrica medindo a distância entre a espinha ilíaca ântero-superior e o maléolo medial. Quando a desigualdade entre os MMII foi de 5,5%, as crianças andavam na ponta dos pés, levando a um maior trabalho mecânico pelo MI maior, e maior deslocamento vertical do centro de gravidade se comparado com crianças sem desigualdades. O trabalho mecânico total para estes autores foi a medida das contrações musculares concêntricas e excêntricas que atuaram na articulação, avaliadas no teste isocinético.

Liu et al. (1998) estudaram 30 jovens com idade média de 14 anos que apresentavam desigualdade de membros inferiores de 0,9 a 4,7 cm. Através dos resultados da análise de regressão linear, os autores mostraram que desigualdades de 2,33 cm levavam a uma marcha simétrica normal. Concluíram que pacientes com desigualdade de membros inferiores adotavam mecanismos compensatórios como uma maior extensão do joelho ou quadril no MI menor na tentativa de corrigir a desigualdade, e questionaram o uso de calços e os seus efeitos na simetria da marcha uma vez que é difícil determinar a altura exata do calço para gerar uma simetria total.

Cahalan et al. (1992) analisaram as variáveis de FRS em 100 sujeitos normais. Os autores sugeriram que não existe diferença estatisticamente significativa na marcha de sujeitos normais com exceção para o tempo de apoio do MI direito, maior, em relação ao MI esquerdo, no entanto, os autores questionaram o quanto essa diferença de duração do apoio poderia ser clinicamente relevante.

Bhave et al. (1999), em um estudo prospectivo, realizaram a análise da marcha no pré e pós-operatório de alongamento de membro de 18 sujeitos com idade média de 24 anos, e desigualdades de 4,9 cm em média avaliadas por meio de radiografias, e compararam os resultados com um grupo controle composto por 20 sujeitos. As variáveis analisadas na fase de apoio foram: Fz_2 e TCz_2 . Os autores observaram uma assimetria significativa na fase de apoio da marcha de pacientes com desigualdade moderada de membros inferiores, assimetria esta que foi eliminada após a cirurgia de alongamento de membro realizada para equalizar os MMII, e um alívio nos sintomas de dor lombar após o uso de calços nos calçados, também em função da correção da desigualdade.

Vink e Huson (1987) avaliaram o tempo de trote, ângulo de rotação pélvica e atividade dos músculos lombares durante o andar de 20 sujeitos sem história de dor lombar com desigualdade artificial de membros inferiores (de 1,0 a 4,0 cm). Os autores observaram que sujeitos com desigualdade artificial maior do que 2,0 cm apresentaram uma maior duração da fase de balanço e uma diminuição da fase de apoio em ambos os MMII em comparação ao grupo sem desigualdade. Também observaram que a desigualdade de membros inferiores causou inclinação pélvica durante a posição ereta, entretanto durante o andar a influência de uma desigualdade artificial na inclinação pélvica é pequena se comparado com a posição estática. Dessa forma, a hipótese de que o andar na presença de desigualdades produz dor lombar causada por inclinação pélvica não se confirmou. No entanto, a previsão de que a atividade muscular lombar aumentaria no momento do toque do calcanhar do membro maior no solo se confirmou. Com o membro elevado em 3,0 cm ou mais, o tempo de atividade muscular no momento do toque do calcanhar aumentou de maneira significativa em 83,5% dos eletrodos colocados nos sujeitos.

4. CASUÍSTICA E MÉTODOS

Conforme descrito nos objetivos, este estudo foi composto por duas partes. Este capítulo seguirá esta mesma lógica na apresentação da casuística, métodos e materiais utilizados em cada parte do estudo.

4.1. Casuística

Para a primeira parte do estudo correspondente à avaliação antropométrica clínica de MMII, o design de amostragem foi não probabilístico, por conglomerados totalizando um n de 230 corredores. Ainda para a primeira parte do estudo, mas agora correspondente à avaliação radiográfica, a amostragem foi probabilística dentro da amostra avaliada clinicamente e totalizou um n de 47 corredores. Para a segunda parte do estudo, todos os sujeitos da sub-amostra radiográfica (n=47) foram convidados a participar, mas 13 desistiram de continuar, com isso chegou-se a um n de 34 corredores dentre os quais 22 com desigualdades maiores que 0,5 cm e 12 com desigualdades menores que 0,5 cm baseado em Friberg (1983).

Os sujeitos avaliados eram todos praticantes de corrida por pelo menos três vezes por semana há no mínimo um ano, de ambos os sexos, voluntários, assintomáticos, sem presença de qualquer lesão musculoesquelética que os tenha afastado de suas práticas esportivas há pelo menos seis meses, com idades entre 18 e 45 anos.

Os conglomerados para a primeira parte do estudo foram formados por duas grandes instituições que organizam corredores e pessoas fisicamente ativas, e também por grupos de

corredores que participam regularmente de provas de rua na cidade de São Paulo. As duas instituições foram: o Centro de treinamento do Grupo Pão de Açúcar "PA Club" e a Escola de Educação Física da Polícia Militar de São Paulo. Após apresentação dos objetivos do projeto, ambas instituições disponibilizaram seus atletas e alunos para participarem do presente estudo. Inicialmente, os corredores foram informados dos objetivos do projeto e foram instruídos a permitir sua participação no estudo por meio de um termo de consentimento aprovado pela CAPPesq HCFMUSP tanto para a parte 1 quanto para a parte 2 do projeto (ANEXOS 1 e 2).

Dentre os 230 corredores da primeira parte do estudo, os que apresentaram desigualdade de membros inferiores igual ou superior a 1,0 cm em pelo menos uma das medidas clínicas realizadas foram selecionados para fazer parte de um grupo denominado Grupo Desigualdade, e destes seriam sorteados 40 corredores para aferir o comprimento dos MMII por meio da escanometria. O restante dos sujeitos formou o Grupo sem desigualdade de membros. A decisão pelo valor de corte em 1,0 cm foi tomada com base em algumas críticas na literatura. Friberg (1983) associou desigualdades de 0,5 cm à presença de dor lombar e no quadril. No entanto, relatou que os métodos clínicos diretos (fita métrica) e indiretos (blocos sob os pés) são imprecisos e inexatos em relação à medida radiográfica, e que, desigualdades reais têm sido por muitas vezes hiperestimadas ou ainda detectadas no lado errado por diferentes avaliadores utilizando diferentes medidas clínicas. Gofton (1985) citou ainda que a quantidade de desigualdade encontrada pela radiografia foi freqüentemente menor do que a encontrada clinicamente. Portanto, optou-se por aumentar de 0,5 cm para 1,0 cm o corte por acreditarmos que com este limite de desigualdade clínica a medida radiográfica pudesse detectar desigualdades de pelo menos 0,5 cm para compor a amostra da segunda parte do estudo.

A seleção dos sujeitos que realizaram a medida radiográfica ocorreu de forma aleatória entre os sujeitos do grupo desigualdade até que o n de 40 fosse atingido.

Dentre os 40 sujeitos que realizaram a escanometria, 18 apresentaram desigualdade inferior a 0,5 cm, e 22 sujeitos maior ou igual a 0,5 cm. Com a desistência de 13 sujeitos que não quiseram participar da parte 2 do estudo, tendo a maioria deles desigualdade inferior a 0,5 cm, e pela necessidade de aumentar a amostra, especialmente do grupo sem desigualdade (inferior a 0,5 cm na escanometria), para a parte 2 do estudo, mais 7 sujeitos foram aleatoriamente selecionados para realizar a escanometria e completar 47 corredores avaliados pela escanometria.

Todos os sujeitos que realizaram a escanometria na parte 1 foram convidados a participar da parte 2 do estudo - análise biomecânica da marcha e da corrida. Trinta e quatro sujeitos (24 homens e 10 mulheres) com idade média de $30,6 \pm 4,4$ anos (20 -41 anos) foram avaliados na segunda parte do estudo. Estes sujeitos foram divididos em dois grupos: Grupo Desigualdade (GD), composto por 22 corredores com discreta desigualdade do tipo estrutural (superior ou igual a 0,5 cm) pela escanometria; e um Grupo Controle (GC), composto por 12 corredores sem desigualdade estrutural (inferiores a 0,5 cm) pela escanometria. O valor de 0,5 cm foi escolhido como corte para esta etapa por ter sido o menor valor de desigualdade detectado por medida radiográfica citado dentro da literatura pesquisada a apresentar associação com alguma desordem ortopédica (Friberg, 1983).

4.2. Protocolo Experimental

O protocolo experimental foi aprovado pela Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa – CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da USP com o número de referência 608/03 (ANEXO 3).

O protocolo experimental da Parte 1 foi composto de três etapas (Figura 5):

(a) entrevista pessoal (ANEXO 4);

(b) coleta das medidas antropométricas clínicas dos MMII (ANEXO 5);

(c) coleta das medidas radiográficas dos MMII.

Figura 5 - Diagrama de blocos das etapas do protocolo metodológico da parte 1

A entrevista e as medidas clínicas em supino duraram aproximadamente 20 minutos e foram realizadas em ambiente externo. Na etapa da medida radiográfica, os sujeitos que foram sorteados e se disponibilizaram a continuar no estudo agendavam previamente o exame e se deslocavam até o setor de Radiologia do Laboratório de Medicina Diagnóstica Delboni Auriemo, na cidade de São Paulo, para a realização desta medida. Cada sujeito levou em torno de 40 minutos para completar os procedimentos da escanometria.

Na primeira etapa do protocolo da parte 1, foram questionados os dados pessoais e antropométricos dos sujeitos, o nível de atividade física, doenças ortopédicas pré-existent, e nível de dor em segmentos corporais específicos por meio de um questionário (ANEXO 4).

Em seguida, os sujeitos se deitaram em supino em uma maca e as mensurações de comprimento dos MMII foram feitas duas vezes em seqüência com o uso de uma fita métrica metálica. Os dados para análise do comprimento dos membros inferiores foram obtidos por meio da média dessas duas mensurações seqüenciais.

As medidas antropométricas clínicas avaliadas foram: espinha ilíaca ântero-superior e a borda superior do maléolo medial (EIAS/MM) (Nichols e Bailey, 1955; Nichols, 1960; Beattie et al., 1990; Gogia e Braatz, 1996; Hoppenfeld, 1997; Song et al., 1997); espinha ilíaca ântero-superior e a borda superior do maléolo lateral (EIAS/ML) (Woerman et al., 1984); crista ilíaca anterior e a borda inferior do maléolo medial (Crista/MM) (Helliwell, 1985; Dahl, 1996); cicatriz umbilical e a borda inferior do maléolo medial (Umbigo/MM) (Hoppenfeld, 1997) (ANEXO 5).

As cristas ilíacas e as EIAS foram demarcadas por meio da utilização de marcadores adesivos. Para localizar o ponto das cristas ilíacas a serem utilizados durante as mensurações, as mãos da examinadora foram apoiadas nas cristas ilíacas dos sujeitos, e em seu ponto mais anterior, coincidindo com a região tenar das mãos da examinadora, foi

colocado um marcador adesivo de cada lado da pelve. A partir desta marcação, as EIAS eram facilmente identificadas e demarcadas, uma vez que estas estão localizadas inferiormente ao ponto mais anterior das cristas ilíacas (Hoppenfeld, 1997).

Outra marcação feita foi a parte inferior da cicatriz umbilical para a realização da outra medida antropométrica clínica de MMII.

Todas as escanometrias foram realizadas por um único técnico em radiologia. Foi solicitado que os sujeitos deitassem em supino na mesa de raios-X mantendo a pelve nivelada e os MMII em posição anatômica. Uma régua metálica rádio-opaca foi colocada na mesa entre os MMII dos sujeitos, e uma série de três radiografias foi feita, com o canhão central de raios-X sendo posicionado sequencialmente acima das articulações dos quadris, joelhos e tornozelos (Cunha et al., 1996; Terry et al., 2005). O comprimento do fêmur foi definido pela distância compreendida entre o ponto superior da cabeça femoral ao ponto mais distante do côndilo femoral medial, e o comprimento da tíbia, do ponto mais interno do platô tibial medial ao ponto médio da superfície articular do tálus (CUNHA et al., 1996).

O comprimento dos MMII tanto das medidas clínicas como da medida radiográfica foi expresso em centímetros e a desigualdade entre os MMII foi obtida pela diferença absoluta em centímetros do comprimento do MI maior pelo comprimento do MI menor. A partir deste valor, pode-se expressar a desigualdade normalizada por meio do percentual do comprimento da extremidade maior (Kaufman et al., 1996), definido pela equação (1):

$$Desigualdade\ normalizada\ (\%) = \frac{MI_{Maior} - MI_{Menor}}{MI_{Maior}\ (cm)} \quad (1)$$

onde MI_{maior} é o comprimento do membro inferior maior, MI_{menor} é o comprimento do membro inferior menor.

O protocolo experimental da parte 2 foi composto de duas etapas (Figura 6):

a) Avaliação biomecânica da marcha;

b) Avaliação biomecânica do correr.

Figura 6 - Diagrama de blocos das etapas do protocolo metodológico da parte 2

Estas etapas da segunda parte do estudo tiveram a duração de aproximadamente 40 minutos e foram realizadas no Laboratório de Biomecânica do Movimento e Postura Humana do Departamento de Fonoaudiologia, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

A locomoção foi avaliada segundo variáveis da FRS. Uma plataforma de força tipo AMTI - modelo OR 62000 foi utilizada para a aquisição da FRS. A plataforma encontrava-se embutida no meio de uma passarela de 10 metros de comprimento, de forma que o sujeito não precisava modificar seu padrão de locomoção para pisar na plataforma (Figura 7).

Figura 7 - Imagem da disposição da plataforma de força no Laboratório de Biomecânica do Movimento e Postura Humana – FOFITO – FMUSP

Durante as coletas, os sujeitos usaram o tênis que utilizam durante a prática da corrida, e, portanto, já estavam habituados a eles. Os sujeitos andaram em cadência auto-selecionada, e em seguida correram em uma velocidade compatível à velocidade de aquecimento aproximando-se de 9km/h, determinados pelo tempo que os corredores levaram para percorrer os 10 metros da passarela. Os corredores repetiram cinco vezes o andar e o correr para cada MI, totalizando 20 passagens pela passarela. Uma passada intermediária foi coletada para o MI maior e para o MI menor em cada movimento avaliado (Figura 8). As análises foram feitas por meio da média destas cinco coletas de cada MI para cada movimento (Diss, 2001).

Figura 8 - Imagem de um dos sujeitos do presente estudo durante o tempo de apoio na plataforma de força durante o correr representando uma tentativa válida

Para efeito de habituação ao ambiente de coleta, previamente à avaliação biomecânica da locomoção, os sujeitos foram orientados a andar pela passarela em uma velocidade confortável quantas vezes fosse necessário até que um padrão similar na curva de FRS vertical em duas tentativas seqüenciais fosse observado. Nesta observação, para assegurar o processo de habituação, buscou-se obter um impulso horizontal de desaceleração semelhante ao de aceleração durante a fase de apoio no andar e correr, conforme recomendou Nigg (1986).

Após a aquisição das 10 tentativas para o andar, houve novamente uma habituação para a habilidade do correr. Os sujeitos foram orientados a correr pela passarela em uma velocidade confortável similar a um aquecimento pré-corrida, até que o movimento novamente se tornasse adaptado ao ambiente de coleta. Mais uma vez esta habituação foi finalizada quando um padrão similar da curva da FRS vertical em duas tentativas seqüenciais foi observado.

Para determinar a freqüência de amostragem do sinal evitando o efeito de sub-amostragem (ALIASING) e que dados em excesso fossem coletados, realizou-se a análise das harmônicas baseada na Transformação de Fourier. Esta análise estima a freqüência natural e minimiza erros aleatórios brutos obtidos na plataforma de força eliminando assim amplitudes indesejáveis. Para que o sinal seja adequadamente amostrado e filtrado é preciso que se determine o conteúdo harmônico do sinal e sua freqüência fundamental, e para tal observa-se o momento em que ocorre uma queda significativa da freqüência do sinal, o que representa o início do ruído (Winter, 1990).

As análises das harmônicas foram feitas no Programa Origin 6.0 utilizando a função FFT (Transformação de Fourier). As freqüências dos sinais obtidos durante os movimentos que foram analisados no presente estudo se encontraram abaixo de 100Hz. Portanto,

baseado no teorema de Nyquist, que atesta que a frequência de amostragem deve ser pelo menos o dobro da componente de maior frequência do sinal a ser amostrado, adquirimos os dados com frequência de amostragem de 1000 Hz, e a posteriori um filtro passa baixa de 200Hz foi utilizado na etapa do tratamento matemático dos dados, respeitando os resultados da transformada FFT realizada.

Os dados foram normalizados pelo peso corporal (PC) de cada sujeito para permitir a comparação entre sujeitos com diferentes massas corporais.

As variáveis da FRS componente vertical que foram analisadas para o andar (Figura 9) foram: Fz_1 - primeiro pico de força, equivalente ao momento do toque do calcanhar no solo; Fz_{min} , força mínima, equivalente ao apoio médio; Fz_2 - segundo pico de força, equivalente ao momento de propulsão; TCz_1 , a taxa de crescimento 1, representada por $Fz_1/\Delta t_{z1}$, sendo Δt_{z1} igual t_{z1} menos $t_{inicial}$; TCz_2 , a taxa de crescimento 2, representada por $Fz_2/\Delta t_{z2}$, sendo Δt_{z2} igual a t_{z2} menos t_{min} ; e a taxa de propulsão ou taxa de descarga (PO), representada por $Fz_2/(t_{final} - t_{z2})$, sendo $(t_{final} - t_{z2})$ a diferença entre o tempo em que ocorre o final do ciclo do apoio e o instante de ocorrência de Fz_2 , correspondente à fase de retirada dos dedos do solo.

Para o correr as mesmas variáveis foram analisadas, exceto a variável Fz_{min} (Figura 10).

Figura 9 - Representação das variáveis estudadas da FRS vertical durante o andar: Fz_1 , o primeiro pico de força; Fz_{min} , força mínima; Fz_2 , o segundo pico de força; TCz_1 , a taxa de crescimento 1, TCz_2 , a taxa de crescimento 2, e PO, taxa de propulsão

Figura 10 - Representação das variáveis estudadas da FRS vertical durante o correr: Fz_1 , o primeiro pico de força; Fz_2 , segundo pico de força; TCz_1 , a taxa de crescimento 1; TCz_2 , a taxa de crescimento 2; e PO, taxa de propulsão

Com relação à componente horizontal da FRS, as variáveis analisadas para o andar e para o correr foram: $F_{x_{\min}}$, força mínima, equivalente ao pico de força de desaceleração; $F_{x_{\max}}$, força máxima, equivalente ao pico de força de aceleração; Impulso de Desaceleração (ID); e Impulso de Aceleração (IA) (Figura 11).

Figura 11 - Representação das variáveis estudadas da FRS horizontal durante o andar e o correr: $F_{x_{\min}}$, força mínima; $F_{x_{\max}}$, força máxima; impulso de desaceleração (ID); e impulso de aceleração (IA)

4.3. Tratamento matemático dos dados da Força Reação do Solo

Para realizar as análises dos 20 arquivos de cada um dos 34 sujeitos avaliados, uma rotina escrita em código Matlab foi criada (ANEXO 6). Esta rotina recebeu o nome de LD ("length discrepancy"). Primeiramente foram definidos os dados do arquivo de cada sujeito, sendo GC ou GD, o grupo o qual o sujeito pertencia; o número do sujeito; o movimento executado; o lado analisado; e por último a tentativa coletada resultando em um arquivo de

saída de extensão .txt (ex.: GC01AA01). Os dados eram então normalizados pelo peso corporal de cada sujeito, e um filtro Butterworth de segunda ordem, passa baixa de 200 Hz foi utilizado.

Seqüencialmente os gráficos foram plotados, sendo que o tempo inicial e final de cada passo, tanto para o correr quanto para o andar, eram definidos manualmente. A partir dessas informações, o sinal coletado foi interpolado na base de tempo em função do tempo de apoio (0 a 100%).

Para a FRS componente vertical, quando o “andar” estava sendo analisado, o Fz_1 foi detectado como sendo o ponto de maior valor na primeira metade da curva de força, e o Fz_2 o ponto de maior valor na segunda metade da curva de força. O Fz_{min} foi definido como o menor valor entre o primeiro e o segundo pico de força máxima. O tempo de ocorrência de cada um desses eventos foi também determinado (Figura 12).

Figura 12 - Ilustração da rotina “LD” em ambiente matlab que representa a curva da FRS vertical do andar e as variáveis: Fz_1 , o primeiro pico de força; Fz_{min} , força mínima e Fz_2 , o segundo pico de força

Já para a análise do “correr”, a primeira variável a ser definida foi o Fz_2 , por este ser o ponto de maior valor em uma curva padrão de FRS vertical durante a corrida. O Fz_1 foi

definido como sendo o ponto de maior valor antes da ocorrência de Fz_2 . O tempo de ocorrência desses eventos também foi definido (Figura 13).

Figura 13 - Ilustração da rotina “LD” em ambiente matlab que representa a curva da FRS vertical do correr e as variáveis: Fz_1 , o primeiro pico de força; $Fz_{\min}$, força mínima e Fz_2 , o segundo pico de força

Com relação a FRS horizontal para o andar e o correr, os picos de menor e maior valor apresentados durante o tempo de apoio foram definidos como o $Fx_{\min}$ e $Fx_{\max}$ (Figura 14). O instante em que a força de desaceleração cessava dando início à força de aceleração foi definido como sendo o último ponto negativo antes da ocorrência de $Fx_{\max}$. Dessa forma, os impulsos de desaceleração e aceleração puderam ser calculados como sendo a área superior e inferior da curva, obtidos por meio da função integral (trapz).

A curva de FRS horizontal para o correr apresentou o mesmo padrão do obtido para o andar, por conta disso uma única curva ilustrativa demonstrando as variáveis analisadas, e representando os dois movimentos estudados é apresentada.

Figura 14 - Ilustração da rotina “LD” em ambiente matlab que representa a curva da FRS horizontal do andar e correr e as variáveis: $F_{x_{min}}$, equivalente ao pico de força de desaceleração, $F_{x_{max}}$ equivalente ao pico de força de aceleração

A matriz de saída, tanto para a componente vertical como para a componente horizontal da FRS forneceu os dados normalizados pelo tempo de apoio, com os valores da média, desvio padrão e coeficiente de variação (CV) de cada variável da FRS calculada.

Outra variável estudada que foi calculada a partir das variáveis da FRS foi o índice de simetria absoluto (ISA) para: F_{z1} ; $F_{z_{min}}$; F_{z2} ; $F_{x_{max}}$; e $F_{x_{min}}$ para o andar e para o correr, com exceção de $F_{z_{min}}$. Esta variável foi calculada baseada no índice de simetria absoluto descrito por Karamanidis et al. (2003) que modificaram o índice de simetria proposto por Robinson et al. (1987). Tal índice é obtido por meio da seguinte equação (2):

$$ISA(\%) = \frac{|X_{Maior} - X_{Menor}|}{\frac{1}{2}(X_{Maior} + X_{Menor})} \cdot 100 \quad (2)$$

onde X_{Maior} é a variável de marcha para o MI maior, e X_{Menor} a correspondente variável para o MI menor.

O valor do índice igual a zero indica que não há diferença para determinada variável entre o lado maior e o menor e, portanto, há uma perfeita simetria da marcha.

4.4. Análise e Tratamento Estatístico

As análises estatísticas foram feitas no programa Statistica 6.0. A análise descritiva e das frequências foi realizada e os dados foram representados em termos de suas medidas de tendência central e variação: média e desvio-padrão, e distribuição de porcentagens.

Na análise estatística inferencial, para realizar a comparação dos dados epidemiológicos entre os grupos com e sem desigualdade na primeira parte do estudo, foi utilizado o teste qui-quadrado.

Já para a comparação das variáveis em escala de razão (medidas antropométricas clínicas e radiográficas, e FRS) entre os grupos desigualdade e sem desigualdade na primeira parte do estudo, e entre os grupos controle e desigualdade na segunda parte do estudo, foi necessário inicialmente testar a normalidade dos dados e para isso utilizou-se o teste de Shapiro Wilks.

Os dados de comprimento dos MMII apresentaram um padrão de distribuição normal, portanto os grupos e medidas foram comparados por meio de testes paramétricos. Utilizou-se duas ANOVAS one-way para medidas repetidas e post hoc de Scheffé para comparar as medidas antropométricas e a radiográfica em cada lado. Para comparar entre os lados e verificar se havia desigualdade de membros inferiores, utilizou-se o teste t pareado.

As desigualdades absolutas e normalizadas obtidas pelas cinco medidas realizadas não apresentaram um padrão de distribuição normal, logo as análises comparativas entre as desigualdades foram feitas por meio de testes não paramétricos. O teste ANOVA de Friedman foi usado para comparar as desigualdades obtidas pelas cinco medidas.

Também foi realizado um estudo de correlação entre as medidas clínicas e a radiológica, e para isso utilizou-se a correlação de Pearson.

Os dados obtidos com a análise biomecânica da marcha e da corrida também apresentaram um padrão normal de distribuição, por conta disso as análises comparativas foram feitas através de testes paramétricos. Para a análise comparativa entre os grupos GD e GC utilizou-se o teste t para amostras independentes para as comparações intergrupos, e o teste t pareado para as comparações intragrupos (entre os lados, maior e menor).

Adotou-se um nível de significância de 0,05 para considerar diferenças estatisticamente significativas.

A hipótese fundamental para a parte 1 do experimento era de que as medidas antropométricas clínicas deveriam ser altamente correlacionadas com a medida radiográfica tanto para expressar o comprimento do MI quanto para expressar as desigualdades entre os MMII. Também se estabeleceu a hipótese de que as medidas antropométricas clínicas deveriam aferir a presença ou não da desigualdade de forma semelhante à aferição feita pela medida radiográfica. E ainda, os comprimentos mensurados a partir das medidas antropométricas clínicas deveriam ser semelhantes aos da medida radiográfica.

A hipótese para a parte 2 foi de que os sujeitos com desigualdade discreta do tipo estrutural de membros inferiores apresentariam alterações nas variáveis da FRS em relação aos sujeitos sem desigualdade. E ainda que essas alterações da FRS durante o correr apareceriam de forma mais expressiva do que no andar.

5. APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

5.1. Resultados da Parte 1

5.1.1. Entrevista Pessoal – Epidemiologia

Dentre os 230 sujeitos que participaram da 1ª parte do projeto, 186 eram do sexo masculino e 44 do sexo feminino. As idades variaram entre 18 e 45 anos, sendo que a média foi de $28,7 \pm 7,2$ anos. O tempo que os sujeitos praticavam atividade física, e o tempo de prática da corrida foram divididos em cinco categorias como estão representados nas Figuras 15 e 16. Quarenta e um por cento dos sujeitos (94) que praticavam a corrida por pelo menos três vezes por semana, a faziam há mais de três anos. E cerca de 35% dos sujeitos (81) praticavam alguma outra modalidade de atividade física há mais de 10 anos.

Figura 15 - Tempo de prática de atividade física dos sujeitos da parte 1 (n = 230)

Tempo que pratica corrida

Figura 16 - Tempo de prática de corrida dos sujeitos da parte 1 (n = 230)

A quilometragem que os sujeitos treinavam por semana também foi dividida em cinco categorias, podendo-se observar a sua distribuição na Figura 17. Cerca de 42% dos sujeitos (97) corriam mais de 20Km por semana. Somente 7,4% dos sujeitos (17) afirmaram ter conhecimento da desigualdade de seus MMII, e 7,0% dos sujeitos (16) usavam ou já usaram algum tipo de órtese nos calçados em função de sua desigualdade.

Km corridos / semana

Figura 17 - Volume semanal de corrida dos sujeitos da parte 1 (n = 230)

Sessenta e sete por cento dos sujeitos entrevistados (154) já experimentaram algum tipo de dor em alguma das articulações dos MMII, sendo que 13,9% dos sujeitos (32) já sofreram dor no quadril, e 43% no joelho (99). Ainda com relação aos sintomas e/ou lesões associadas à desigualdade, observou-se que 43,5% dos sujeitos (100) apresentaram dor lombar, e 4,3% (10) já sofreram fratura por estresse (Tabela 1).

Tabela 1 - Média, desvio-padrão e as frequências observadas das variáveis demográficas e clínicas dos sujeitos avaliados na parte 1 (n=230)

Variáveis	Grupo Inicial (n=230)
Idade (anos)	28,7 ± 7,2
Gênero masculino (%)	80,9
Gênero feminino (%)	19,1
Dor lombar (%)	43,5
Fratura por estresse (%)	4,3
Dor no Quadril (%)	13,9
Dor no Joelho (%)	43

Dos 230 sujeitos avaliados, 74,3% (171) apresentaram desigualdade de membros inferiores superior a 1,0 cm em pelo menos uma das medidas clínicas realizadas. A partir desse dado, dois grupos experimentais foram formados, Grupo Desigualdade de membros (n=171) e o Grupo Sem Desigualdade de membros (n=59).

Dentre os 171 sujeitos pertencentes ao Grupo Desigualdade, 83% deles (142) eram do sexo masculino, e cerca de 69% (118) apresentaram algum sintoma e/ou lesão nos MMII. Entre os 59 sujeitos do Grupo Sem Desigualdade, 74,6% (44) eram do sexo masculino, e 61% dos sujeitos (36) apresentaram algum sintoma e/ou lesão nos MMII.

Como demonstrado na Tabela 2, ao se observar a frequência com que as desordens ortopédicas (sintomas e/ou lesões) ocorreram em ambos os grupos, nota-se uma incidência

de dor no quadril e nos joelhos significativamente maior nos sujeitos com desigualdade de membros inferiores, indo de acordo com a literatura (Mann et al., 1981; Dahl, 1996; Hanada et al., 2001). Para as outras alterações ortopédicas estudadas não se consegue diferenciá-los, uma vez que tanto os sujeitos do grupo desigualdade quanto os sujeitos do grupo sem desigualdade apresentaram alta incidência de dor lombar, sendo que a dor lombar foi ainda mais comum no grupo sem desigualdade. A incidência de fratura por estresse foi baixa em ambos os grupos, porém o grupo sem desigualdade apresentou maior número de casos. Por conta disso, optou-se por determinar o número de desordens ocorridas em cada grupo, independente do tipo, na tentativa de verificar se a desigualdade estava ou não interferindo na presença de desordens no aparelho locomotor.

Tabela 2 - Médias, desvios-padrão das variáveis e frequências demográficas e clínicas nos grupos com e sem desigualdade na parte 1 do estudo

Variáveis	Grupo Desigualdade (n=171)	Grupo Sem Desigualdade (n=59)	p
Idade (anos)	28,5 ± 7,1	29,2 ± 7,6	-
Gênero masculino (%)	83	74,6	-
Gênero feminino (%)	17	25,4	-
Dor Lombar (%)	42,1	47,5	>0,05
Fratura por Estresse (%)	3,5	6,8	>0,05
Dor no Quadril (%)	16,4	6,8	0,046
Dor no Joelho (%)	46,2	33,9	0,049

Teste Qui-Quadrado (p < 0,05)

Observou-se então a ocorrência de desordens com incidências semelhantes nos dois grupos estudados, como descrito na Tabela 3.

Tabela 3 - Frequências de desordens ortopédicas nos corredores do grupo desigualdade e no grupo sem desigualdade entrevistados na parte 1 do estudo

Número de Desordens (%)	Grupo Desigualdade (n=171)	Grupo Sem Desigualdade (n=59)	p
Nenhuma	31,0	39,0	0,260
1	36,8	32,2	0,521
2	25,7	23,7	0,760
3	5,8	5,1	0,826
4	0,6	0	0,556

Teste Qui-Quadrado ($p < 0,05$)

Nota-se dessa forma, que a incidência de alterações ortopédicas esteve presente em ambos os grupos (Tabela 2), e ainda assim, ao se observar o número destas alterações apresentadas pelos sujeitos do Grupo Desigualdade e do Grupo Sem Desigualdade, não se observou diferenças significativas entre os grupos (Tabela 3).

No entanto, a desigualdade de membros inferiores não é a única variável que pode ter interferido no surgimento ou não de desordens nos sujeitos por nós analisados, a intensidade de treinamento também é uma possível causa de lesões.

Por conta disso, buscou-se relacionar o número de sintomas e lesões apresentados pelos sujeitos com o volume de treino semanal destes corredores como forma de identificar se este fator era mais preponderante do que a desigualdade na presença de sintomas e/ou lesões. O objetivo foi observar se os corredores que tinham um volume semanal de treino maior também apresentavam um número maior de lesões e sintomas independentemente da presença de desigualdade.

Cento e trinta e três sujeitos corriam menos que 20 Km/ semana e 97 mais, e suas desigualdades absolutas e normalizadas não foram significativamente diferentes entre si. Os resultados dos sintomas e lesões podem ser observados nas Tabelas 4 e 5.

A média das desigualdades absoluta e normalizada dos 133 corredores que tinham volume semanal inferior a 20 km foi respectivamente de: $0,9 \pm 0,8$ cm e $1,0 \pm 0,9\%$ na

medida EIAS/MM; de $1,0 \pm 0,9$ cm e $1,1 \pm 0,9\%$ na EIAS/ML; de $1,1 \pm 1,0$ cm e $1,2 \pm 1,0\%$ na Crista/MM; e de $0,7 \pm 0,6$ cm e $0,7 \pm 0,6\%$ na medida Umbigo/MM.

Já os 97 sujeitos que corriam mais de 20 Km/ semana apresentaram respectivamente desigualdades absoluta e normalizada média de $0,9 \pm 0,8$ cm e $1,0 \pm 0,8\%$, respectivamente, na medida EIAS/MM; de $0,9 \pm 0,7$ cm e $0,9 \pm 0,7\%$ na EIAS/ML; de $1,0 \pm 0,8$ cm e $1,0 \pm 0,8\%$ na Crista/MM; e de $0,7 \pm 0,6$ cm e $0,7 \pm 0,6\%$ na medida Umbigo/MM.

Tabela 4 - Médias, desvios-padrão das variáveis e frequências demográficas e clínicas nos corredores com volume semanal maior e menor que 20 Km (parte 1)

Variáveis	< 20 Km/sem (n=133)	> 20 Km/sem (n=97)	p
Idade (anos)	$27,5 \pm 6,9$	$30,3 \pm 7,5$	-
Gênero masculino (%)	82,7	78,4	-
Gênero feminino (%)	17,3	21,6	-
Dor lombar (%)	49,6	35,1	0,027
Fratura por estresse (%)	2,3	7,2	0,068
Dor no Quadril (%)	13,5	14,4	0,845
Dor no Joelho (%)	48,9	35,1	0,036

Teste Qui-Quadrado ($p < 0,05$)

Tabela 5 - Frequências do número de desordens ortopédicas apresentadas pelos corredores com volume semanal maior e menor que 20 Km (parte 1)

Número de Desordens (%)	< 20 Km/sem (n=133)	> 20 Km/sem (n=97)	p
Nenhuma	26,3	42,3	0,011
1	38,3	32	0,317
2	30,1	18,6	0,084
3	5,3	6,2	0,764
4	0	1,0	0,240

Teste Qui-Quadrado ($p < 0,05$)

A partir desses resultados pode-se afirmar que ambos os grupos apresentaram incidência similar de dor no quadril; e que como esperado o número de fraturas por estresse foi maior no grupo que corria mais de 20Km/ semana, embora não significativa; por outro

lado, contrariando as expectativas, os sintomas de dor lombar e dor no joelho estiveram mais presentes nos sujeitos que correm menos de 20 Km/ semana, e que de uma maneira geral os sujeitos que corriam mais de 20Km/ semana apresentaram menor número de queixas. Tais achados podem ser justificados por um melhor condicionamento físico e muscular dos corredores com maior volume semanal de treino, que embora adotem uma carga de treinamento mais intensa, esta carga possa estar devidamente periodizada evitando dessa forma o surgimento de lesões.

5.1.2. Medidas Antropométricas e Escanometria de membros inferiores

Entre as cinco medidas de comprimento de MMII analisadas, constataram-se diferenças estatisticamente significantes entre todas as medidas em ambos os membros. Também se observou que somente a medida clínica EIAS/ML apresentou valores estatisticamente diferentes para o MI direito e o esquerdo, ou seja, detectaram desigualdade estatisticamente significativa entre os lados, no entanto não se pode afirmar que as desigualdades possivelmente existentes e detectadas pelas outras medidas não tenham significância clínica.

Os valores médios, desvios-padrão e valores de p das medidas clínicas analisadas e das desigualdades, absoluta e normalizada, encontradas entre os MMII dos 230 sujeitos avaliados na primeira parte do estudo, e dos 47 sujeitos que realizaram a escanometria estão descritos na Tabela 6.

Tabela 6 - Valores médios, desvios-padrão e valores de p das medidas clínicas (n=230), da medida radiográfica (n=47), e das desigualdades absoluta e normalizada, entre os membros inferiores dos corredores na parte 1 do estudo

VARIÁVEIS	MID (cm)	MIE (cm)	Desigualdade absoluta (cm)	Desigualdade normalizada (% MI maior)
EIAS/MM	88,2 ± 4,9	88,1 ± 4,9	1,0 ± 0,8 ^a	1,1 ± 0,9 ^a
EIAS/ML	90,1 ± 5,0 ^d	89,9 ± 5,0 ^d	1,0 ± 0,7 ^b	1,1 ± 0,8 ^b
Crista/ MM	96,5 ± 5,4	96,4 ± 5,5	1,1 ± 1,0 ^{a, b, c}	1,1 ± 1,0 ^c
Umbigo/MM	99,4 ± 5,1	99,4 ± 5,2	0,8 ± 0,6 ^{a, b, c}	0,8 ± 0,5 ^{a, b, c}
Escanometria	82,5 ± 4,9	83,0 ± 5,6	0,6 ± 0,5 ^{a, b, c}	0,8 ± 0,6 ^{a, b}
p	0,000 ¹	0,000 ¹	0,018 ²	0,009 ²

¹ Teste ANOVA para medidas repetidas, post hoc Scheffé (p < 0,05)

² ANOVA de Friedman, Wilcoxon (p<0,05).

a,b,c,d representam diferenças estatisticamente significativas.

Ao se correlacionar os comprimentos dos MMII detectados pelas medidas antropométricas clínicas com os detectados pela medida radiográfica em ambos os lados, observou-se uma alta e significativa correlação de todas as medidas com a escanometria, como se pode observar na Tabela 7.

Tabela 7- Valores da correlação de Pearson e valores de p entre as medidas antropométricas clínicas e a medida radiográfica de comprimento de MI, lado direito e lado esquerdo (n= 47)

MEDIDAS CLÍNICAS	DIREITO		ESQUERDO	
	R	p	R	p
EIAS/MM x Escanometria	0,964	0,000	0,873	0,000
EIAS/ML x Escanometria	0,967	0,000	0,892	0,000
Crista/ MM x Escanometria	0,945	0,000	0,865	0,000
Umbigo/MM x Escanometria	0,921	0,000	0,848	0,000

Com relação às desigualdades, dentre os 47 sujeitos que realizaram a escanometria, 6,4% (3) não apresentaram desigualdade estrutural entre os MMII apesar de tê-la apresentado nas medidas clínicas. Em 10,6% (5) dos sujeitos a desigualdade foi devido a diferença de comprimento do fêmur, em 10,6% (5) devido a diferença de comprimento na

tíbia, e em 72,3% (34) dos sujeitos a desigualdade de membros inferiores foi devido a diferença de tamanho tanto do fêmur quanto da tíbia. A desigualdade média absoluta encontrada entre os MMII a partir das escanometrias foi de $0,6 \pm 0,5$ cm (0 - 2,25 cm), equivalente a $0,8 \pm 0,6\%$ (0 - 2,6%) do MI maior, desigualdade esta suficiente para causar alterações ortopédicas (Friberg, 1983) ou ainda assimetrias de cargas pelo IS (White et al., 2004).

Ao se comparar as desigualdades absolutas obtidas por cada medida clínica e a radiográfica, observou-se que as medidas EIAS/MM e EIAS/ML detectaram a mesma quantia de desigualdade entre os membros, entretanto estas e a medida Crista/MM se apresentaram diferentes estatisticamente da medida radiológica (EIAS/MM: $p=0,010$; EIAS/ML: $p=0,002$; Crista/MM: $p=0,013$). Somente a desigualdade absoluta obtida pela medida Umbigo/MM se mostrou estatisticamente semelhante à desigualdade obtida pela escanometria ($p=0,577$).

Com relação às desigualdades normalizadas detectadas pelas cinco medidas realizadas, notou-se que as medidas EIAS/MM ($p=0,027$) e EIAS/ML ($p=0,009$) apresentaram desigualdades diferentes estatisticamente das desigualdades apresentadas pela medida radiográfica, e somente os valores obtidos pelas medidas Crista/MM ($p=0,130$) e Umbigo/MM ($p=0,633$) foram similares aos valores obtidos pela escanometria, como pode ser observado na Tabela 6.

Diante desses resultados, constatou-se que as medidas clínicas EIAS/MM e EIAS/ML, apesar da alta correlação com a medida radiográfica, não se mostraram precisas em detectar desigualdade entre os MMII por apresentar valor de desigualdade, tanto absoluta quanto normalizada, estatisticamente diferente dos valores obtidos pela escanometria. Já a medida clínica Umbigo/MM obteve desigualdade absoluta semelhante à escanometria, e as medidas Crista/MM e Umbigo/MM obtiveram desigualdade normalizada semelhante aos valores

obtidos pela escanometria, demonstrando serem métodos precisos na detecção de desigualdade de membros inferiores.

Também se verificou se as medidas antropométricas foram eficientes em detectar o mesmo lado maior que a escanometria detectou, independente da quantia de desigualdade. Observou-se que dos 47 sujeitos avaliados, a medida EIAS/MM acertou o lado maior em 68,1% dos sujeitos (32); a medida EIAS/ML em 61,7% (29); a medida Crista/MM em 59,6% (28); e a medida Umbigo/MM em 53,2% dos sujeitos (25), no entanto essas diferenças apresentadas entre as medidas não mostraram significância estatística no teste Qui-Quadrado realizado, ou seja, todas as medidas foram sensíveis da mesma forma para detectar o lado da desigualdade.

5.2. Resultados da Parte 2

5.2.1. Andar

Quando comparadas as variáveis da FRS vertical e horizontal durante o andar intergrupos (GC x GD) e intragrupo para a horizontal, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas em todas as variáveis analisadas tanto no MI maior quanto no MI menor. Na comparação intragrupo entre os lados, como esperado, GC não apresentou diferenças estatísticas entre os MMII em todas as variáveis. Em relação ao GD, observou-se que somente a variável Fz_{min} foi significativamente maior no membro menor ($p=0,041$) destes sujeitos como descrito na Tabela 8. Deve-se destacar que dentro do grupo GD as desigualdades variaram de 0,5 a 2,0 cm ($1,0 \pm 0,5$ cm; $1,2 \pm 0,5\%$), com intervalo de confiança de 99% e, portanto, com tal variação, acredita-se que outras prováveis diferenças

poderiam ter sido mascaradas já que a possível variabilidade dos padrões da FRS poderia subestimar diferenças.

Tabela 8 - Valores das médias, desvio padrão e valores de p das variáveis da FRS vertical e horizontal durante o andar no Grupo Desigualdade (GD) e no Grupo controle (GC)

VARIÁVEIS	GD (n=22)			GC (n=12)		
	MI Maior	MI Menor	P	MI Maior	MI Menor	P
Fz ₁ (PC)	1,30 ± 0,09	1,29 ± 0,10	0,550	1,29 ± 0,12	1,29 ± 0,10	0,733
Fz ₂ (PC)	1,17 ± 0,07	1,18 ± 0,06	0,441	1,16 ± 0,08	1,17 ± 0,06	0,221
Fz _{min} (PC)	0,56 ± 0,08	0,57 ± 0,07	0,041	0,57 ± 0,10	0,56 ± 0,10	0,106
TC ₁ (PC/s)	9,66 ± 1,79	9,68 ± 1,73	0,902	10,44 ± 1,72	10,42 ± 1,62	0,932
TC ₂ (PC/s)	6,75 ± 0,92	6,73 ± 0,86	0,888	7,04 ± 0,86	7,16 ± 0,80	0,436
PO (PC/s)	8,70 ± 1,33	8,57 ± 1,17	0,371	8,89 ± 1,34	8,89 ± 1,41	0,991
Fx _{max} (PC)	0,26 ± 0,03	0,25 ± 0,03	0,624	0,25 ± 0,03	0,25 ± 0,03	0,845
Fx _{min} (PC)	0,22 ± 0,04	0,22 ± 0,04	0,474	0,21 ± 0,04	0,21 ± 0,03	0,912
Imp _{Desaceleração}	4,33 ± 0,76	4,22 ± 0,96	0,399	4,39 ± 1,02	4,23 ± 0,82	0,217
Imp _{Aceleração}	5,90 ± 0,65	5,87 ± 0,70	0,813	5,89 ± 0,81	5,75 ± 0,78	0,167

Teste t pareado (p < 0,05)

As figuras 18 e 19 ilustram as curvas médias da FRS vertical e horizontal, durante o andar, respectivamente para o lado maior e menor, do grupo controle e do grupo desigualdade.

Figura 18 - Curvas médias da FRS vertical dos Grupos Controle (GC) e Desigualdade (GD), e CV (%), lados maior e menor durante o andar

Figura 19 - Curvas médias da FRS horizontal dos Grupos Controle (GC) e desigualdade (GD), e CV (%), lados maior e menor durante o andar

Com relação ao índice de Simetria Absoluto (ISA) calculado para as variáveis Fz_1 , Fz_2 , e $Fz_{\min}$ da FRS vertical, e para as variáveis $Fx_{\max}$ e $Fx_{\min}$ da FRS horizontal durante o andar, não foram observadas diferenças significativas entre GC e GD para todas as variáveis analisadas. Os valores do ISA para as variáveis da FRS vertical em ambos os grupos foram pequenos ($ISA < 4,0\%$) (Herzog et al., 1988); e tanto em GC quanto em GD os valores de ISA para as variáveis da FRS horizontal permaneceram muito próximos de zero, indicando, segundo Robinson et al. (1987), Herzog et al. (1988), e Karamanidis et al. (2003), uma simetria entre os MMII, logo um andar simétrico, como podemos observar na Tabela 9.

Tabela 9 - Valores das médias, desvio padrão e valores de p dos Índices de Simetria Absolutos das variáveis de FRS vertical e horizontal durante o andar no Grupo Desigualdade (GD) e no grupo controle (GC)

VARIÁVEIS	GD (n=22)	GC (n=12)	p
ISA Fz_1 (%)	$3,5 \pm 1,8$	$4,0 \pm 2,0$	0,409
ISA $Fz_{\min}$ (%)	$2,1 \pm 0,9$	$1,9 \pm 0,9$	0,636
ISA Fz_2 (%)	$3,4 \pm 1,6$	$3,9 \pm 1,5$	0,414
ISA $Fx_{\max}$ (%)	$0,6 \pm 0,4$	$0,5 \pm 0,2$	0,289
ISA $Fx_{\min}$ (%)	$0,6 \pm 0,4$	$0,6 \pm 0,3$	0,571

Teste t para amostras independentes ($p < 0,05$)

5.2.2. Correr

Quando comparadas as variáveis da FRS vertical e horizontal durante o correr intergrupos observou-se que não houve diferenças significativas. Na comparação intragrupo entre os lados, como esperado, GC novamente não apresentou diferenças estatísticas entre os MMII para todas as variáveis analisadas. Já no grupo GD, provavelmente em função da variação das desigualdades encontradas de 0,5 a 2,0 cm neste grupo, observou-se que somente as variáveis Fz_2 e PO foram significativamente maiores no MI menor ($p=0,008$; $p=0,018$ respectivamente) como se pode observar na Tabela 10.

Tabela 10 - Médias, desvio padrão e valores de p das variáveis da FRS vertical e horizontal durante o correr no Grupo Desigualdade (GD) e no Grupo controle (GC)

VARIÁVEIS	GD (n=22)			GC (n=12)		
	MI Maior	MI Menor	p	MI Maior	MI Menor	p
Fz_1 (PC)	$1,63 \pm 0,29$	$1,62 \pm 0,31$	0,792	$1,57 \pm 0,16$	$1,66 \pm 0,16$	0,076
Fz_2 (PC)	$2,42 \pm 0,21$	$2,48 \pm 0,22$	0,008	$2,44 \pm 0,21$	$2,42 \pm 0,21$	0,592
TC_1 (PC/s)	$44,56 \pm 14,93$	$44,81 \pm 14,14$	0,859	$46,85 \pm 10,58$	$50,80 \pm 14,92$	0,226
TC_2 (PC/s)	$37,60 \pm 9,77$	$37,59 \pm 8,57$	0,993	$38,51 \pm 6,66$	$38,80 \pm 6,49$	0,738
PO (PC/s)	$16,50 \pm 3,33$	$17,18 \pm 3,35$	0,018	$17,39 \pm 3,69$	$16,92 \pm 3,08$	0,390
Fx_{max} (PC)	$0,30 \pm 0,05$	$0,30 \pm 0,06$	0,813	$0,32 \pm 0,08$	$0,32 \pm 0,07$	0,607
Fx_{min} (PC)	$0,28 \pm 0,07$	$0,27 \pm 0,07$	0,548	$0,26 \pm 0,04$	$0,27 \pm 0,06$	0,694
Imp _{Desaceleração}	$5,27 \pm 1,62$	$5,27 \pm 2,06$	0,979	$4,76 \pm 1,28$	$4,93 \pm 2,43$	0,718
Imp _{Aceleração}	$8,60 \pm 1,67$	$8,53 \pm 2,00$	0,779	$9,14 \pm 2,66$	$9,03 \pm 2,70$	0,626

Teste t pareado ($p < 0,05$)

As figuras 20 e 21 ilustram as curvas médias da FRS vertical e horizontal, respectivamente, durante o correr para os lados maior e menor do grupo controle e do grupo desigualdade. E a Figura 22 ilustra as curvas médias de FRS vertical de GD destacando a comparação entre o MI maior e o MI menor.

Figura 20 - Curvas médias da FRS vertical dos Grupos Controle (GC) e Desigualdade (GD) e CV (%), lados maior e menor durante o correr

Figura 21 - Curvas médias da FRS horizontal dos Grupos Controle (GC) e Desigualdade (GD) e CV (%), lados maior e menor durante o correr

Figura 22 - Curvas médias da FRS vertical do Grupo Desigualdade (GD), lado maior e menor, durante o correr; As setas destacam as diferenças significativas

Com relação ao ISA durante o correr, novamente não foram observadas diferenças significativas entre os grupos em todas as variáveis analisadas, no entanto, obtiveram-se maiores valores de ISA para o primeiro pico de força vertical, e pequenos valores de ISA no segundo pico de força vertical para ambos os grupos (Herzog et al., 1988). Já o ISA para as variáveis da FRS horizontal, mais uma vez permaneceu muito próximo de zero, indicando novamente, segundo Robinson et al. (1987) e Karamanidis et al. (2003), uma simetria entre os MMII em relação às forças horizontais, logo uma corrida simétrica, como se pode observar na Tabela 11.

Tabela 11- Médias, desvio-padrão e valores de p dos Índices de Simetria Absoluto das variáveis de FRS vertical e horizontal durante o correr no Grupo Desigualdade (GD) e no grupo controle (GC)

VARIÁVEIS	GD (n=22)	GC (n=12)	p
Fz ₁ (%)	12,4 ± 7,8	13,0 ± 6,2	0,831
Fz ₂ (%)	4,7 ± 1,9	6,0 ± 3,7	0,197
Fx _{max} (%)	0,9 ± 0,6	1,2 ± 0,6	0,222
Fx _{min} (%)	1,3 ± 0,8	1,5 ± 0,8	0,381

Teste t para amostras independentes (p < 0,05)

5.2.3. Redistribuição do Grupo Desigualdade

Diante destes resultados apresentados, pode-se afirmar que a forma como esses grupos foram constituídos em função de discretas desigualdades, menores e maiores que 0,5 cm, não foi suficiente para detectar sutis diferenças nas variáveis biomecânicas durante o andar e o correr entre os grupos, já que só se observaram diferenças significativas nas análises intragrupo.

Por essa razão, optou-se então por experimentar aumentar a diferença da desigualdade entre os grupos, ou seja, distanciá-los quanto à quantidade de desigualdade de membros inferiores presente nesses sujeitos, e refazer as análises buscando obter resultados mais esclarecedores. Com isso, poderíamos ter mais certeza de que discretas desigualdades de fato mudam ou não a dinâmica do andar e correr.

Para tal, reorganizou-se o grupo desigualdade, nomeado de GD₂ composto por 10 corredores com desigualdade de membros inferiores superior a 1,0 cm pela escanometria; e manteve-se o grupo controle (GC₂), composto por 12 corredores com desigualdade inferior a 0,5 cm pela escanometria.

Apesar da desigualdade média do GD₂ ter sido maior nesta nova análise (1,3 ± 0,3 cm; 1,6 ± 0,5%), e ter variado de 1,0 - 2,2 cm (intervalo de confiança de 99%), ainda não se

observou diferença estatisticamente significativa em nenhuma das variáveis da FRS horizontal, durante o andar e correr, tanto nas análises intergrupos quanto intragrupos (Tabela 12).

Já para a FRS vertical durante o andar, a TC₁ no MI maior foi significativamente menor no GD em relação ao GC ($p=0,048$), como descrito na Tabela 12 e Figura 23.

Tabela 12 - Médias, desvio padrão e valores de p das variáveis da FRS vertical e horizontal durante o andar

VARIÁVEIS	GD ₂ (n=10)			GC ₂ (n=12)		
	MI Maior	MI Menor	p ¹	MI Maior	MI Menor	p ¹
Fz ₁ (PC)	1,29 ± 0,07	1,30 ± 0,09	0,439	1,29 ± 0,12	1,29 ± 0,10	0,733
Fz ₂ (PC)	1,15 ± 0,07	1,15 ± 0,08	0,514	1,16 ± 0,08	1,17 ± 0,06	0,221
Fz _{min} (PC)	0,56 ± 0,06	0,58 ± 0,06	0,318	0,57 ± 0,10	0,56 ± 0,10	0,106
TC ₁ (PC/s)	9,19 ± 1,49	9,45 ± 1,66	0,144	10,44 ± 1,72	10,42 ± 1,62	0,932
TC ₂ (PC/s)	6,65 ± 1,03	6,58 ± 0,99	0,523	7,04 ± 0,86	7,16 ± 0,80	0,436
PO (PC/s)	8,28 ± 1,40	8,02 ± 1,29	0,132	8,89 ± 1,34	8,89 ± 1,41	0,991
Fx _{max} (PC)	0,25 ± 0,03	0,24 ± 0,03	0,854	0,25 ± 0,03	0,25 ± 0,03	0,845
Fx _{min} (PC)	0,21 ± 0,03	0,21 ± 0,04	0,626	0,21 ± 0,04	0,21 ± 0,03	0,912
Imp _{Desaceleração}	4,28 ± 0,72	4,18 ± 0,98	0,630	4,39 ± 1,02	4,23 ± 0,82	0,217
Imp _{Aceleração}	5,57 ± 0,61	5,60 ± 0,69	0,862	5,89 ± 0,81	5,75 ± 0,78	0,167
			0,048 ²			

¹ Teste t pareado

² Teste t para amostras independentes ($p < 0,05$)

Figura 23 - Curvas médias da FRS vertical dos Grupos Controle (GC₂) e Desigualdade (GD₂), lados maior e menor durante o andar; a seta destaca a diferença significativa

Para a FRS vertical durante o correr, os corredores com desigualdade de 1,0 a 2,2 cm (GD₂) apresentaram maiores valores de Fz_1 em relação aos sujeitos controle em ambos os membros, porém somente no MI maior essa diferença foi significativa ($p=0,048$) indicando maiores cargas no MI maior destes sujeitos com maiores desigualdades (Figura 24, Tabela 13).

Figura 24 - Curvas médias da FRS vertical dos Grupos Controle (GC₂) e Desigualdade (GD₂), lados maior e menor durante o correr; a seta destaca a diferença significativa encontrada

Na análise intragrupo entre os lados, o GC novamente não apresentou diferenças significativas entre o membro maior e o menor. Por outro lado, em GD as variáveis Fz_2 e PO foram significativamente maiores no MI menor, exatamente como observado nas análises anteriores. Além disso, observaram-se maiores valores de TC_1 também no MI menor nestes sujeitos. Esses resultados podem ser visualizados na Tabela 13 e Figura 25.

Tabela 13 - Médias, desvio padrão e valores de p das variáveis da FRS vertical e horizontal durante o correr

VARIÁVEIS	GD ₂ (n=10)			GC ₂ (n=12)		
	MI Maior	MI Menor	p ¹	MI Maior	MI Menor	p ¹
Fz ₁ (PC)	1,70 ± 0,17	1,77 ± 0,24	0,241	1,57 ± 0,16	1,66 ± 0,16	0,076
Fz ₂ (PC)	2,47 ± 0,21	2,55 ± 0,22	0,014	2,44 ± 0,21	2,42 ± 0,21	0,592
TC ₁ (PC/s)	45,38 ± 11,24	47,99 ± 14,00	0,045	46,85 ± 10,58	50,80 ± 14,92	0,226
TC ₂ (PC/s)	38,41 ± 8,71	41,22 ± 9,53	0,229	38,51 ± 6,66	38,80 ± 6,49	0,738
PO (PC/s)	16,33 ± 3,32	17,07 ± 3,31	0,046	17,39 ± 3,69	16,92 ± 3,08	0,390
Fx _{max} (PC)	0,29 ± 0,05	0,29 ± 0,06	0,718	0,32 ± 0,08	0,32 ± 0,07	0,607
Fx _{min} (PC)	0,29 ± 0,06	0,29 ± 0,07	0,808	0,26 ± 0,04	0,27 ± 0,06	0,694
Imp _{Desaceleração}	5,64 ± 1,71	5,69 ± 1,92	0,904	4,76 ± 1,28	4,93 ± 2,43	0,718
Imp _{Aceleração}	8,26 ± 1,78	8,10 ± 2,11	0,662	9,14 ± 2,66	9,03 ± 2,70	0,626
			0,048 ²			

¹ Teste t pareado

² Teste t para amostras independentes (p < 0,05)

Figura 25 - Curvas médias da FRS vertical do Grupo Desigualdade (GD₂), lado maior e menor durante o correr; as setas apontam as diferenças estatísticas significativas

Não foram observadas diferenças significativas no ISA de todas as variáveis da FRS avaliadas, tanto no andar quanto no correr, seguindo o mesmo padrão observado nas análises anteriores.

Tabela 14 - Médias, desvio-padrão e valores de p dos Índices de Simetria Absoluto das variáveis de FRS vertical e horizontal durante o andar nos grupos desigualdade (GD₂) e controle (GC₂)

VARIÁVEIS	GD ₂ (n=10)	GC ₂ (n=12)	p
ISA Fz ₁ (%)	3,0 ± 1,3	4,0 ± 2,0	0,191
ISA Fz _{min} (%)	2,0 ± 0,8	1,9 ± 0,9	0,907
ISA Fz ₂ (%)	3,1 ± 1,9	3,9 ± 1,5	0,297
ISA Fx _{max} (%)	0,6 ± 0,2	0,5 ± 0,2	0,219
ISA Fx _{min} (%)	0,6 ± 0,3	0,6 ± 0,3	0,887

Teste t para amostras independentes (p < 0,05)

Tabela 15 - Médias, desvio-padrão e valores de p dos Índices de Simetria Absoluto das variáveis de FRS vertical e horizontal durante o correr nos grupos desigualdade (GD₂) e controle (GC₂)

VARIÁVEIS	GD ₂ (n=10)	GC ₂ (n=12)	p
ISA Fz ₁ (%)	9,4 ± 4,5	13,0 ± 6,2	0,148
ISA Fz ₂ (%)	4,8 ± 4,5	6,0 ± 3,7	0,417
ISA Fx _{max} (%)	1,0 ± 0,6	1,2 ± 0,6	0,353
ISA Fx _{min} (%)	1,3 ± 0,5	1,5 ± 0,8	0,435

Teste t para amostras independentes (p < 0,05)

6. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

6.1. Discussão da Parte 1

As medidas antropométricas clínicas analisadas no presente estudo apresentaram alta correlação com a medida radiográfica para expressar o comprimento do MI de acordo com nossa hipótese inicial, entretanto nem todas as medidas clínicas estudadas foram precisas em aferir a desigualdade entre os membros de forma semelhante ao que a escanometria aferiu.

Os resultados demonstraram que o número de queixas apresentadas tanto pelos sujeitos com desigualdade quanto pelos sujeitos sem desigualdade foram estatisticamente semelhantes, no entanto, identificou-se uma incidência maior de dor no quadril e dor no joelho nos corredores de média e longa distância do grupo desigualdade em comparação aos corredores do grupo sem desigualdade, indicando que a desigualdade discreta pode interferir na presença ou não de sintomas e/ou lesões ortopédicas, indo de acordo com estudos prévios que associam a desigualdade de membros inferiores ao surgimento de artrite no quadril (Gofton, 1971; Brunet et al., 1990; Dahl, 1996; Song et al., 1997), e dor na região da articulação do joelho, que pode ser devida à osteoartrite no joelho, artrose fêmoro-patelar, tendinite da banda ou ainda tendinite patelar iliotibial (Dahl, 1996; Hanada et al., 2001; Mann et al., 1984).

Após analisar se o volume semanal de treino estaria interferindo no surgimento de alterações ortopédicas em corredores com desigualdades, observou-se que os corredores que corriam mais de 20Km/ semana, embora tenham apresentado maior número de fraturas

por estresse, concordando com Brunet et al. (1990), de uma maneira geral, apresentaram menor número de sintomas e lesões e mesma quantidade de desigualdade que o grupo que corria menos do que 20Km/ semana. Este fato pode ser justificado por uma adequada periodização do treinamento ou ainda por uma melhor adaptação ao gesto esportivo praticado nestes corredores com volume semanal maior que 20 km/semana.

No entanto, mais uma vez ficou claro que a desigualdade de membros inferiores é um fator predisponente ao surgimento de lesões, uma vez que neste caso, o fator volume de treino semanal levantado aqui como outra variável interveniente, não interferiu no número de desordens.

Pode-se dizer que as medidas clínicas analisadas nesse estudo foram eficientes para medir o comprimento dos MMII, por apresentarem alta correlação com o teste ouro, a escanometria. Estas medidas podem ser confiáveis e válidas desde que uma mesma medida seja utilizada em uma mesma pesquisa, usando um mesmo protocolo, como por exemplo, em um estudo onde se mede o comprimento dos MMII antes e depois de uma intervenção cirúrgica, ou ainda, em pacientes com sintomatologia em MMII ou coluna, onde o exame do comprimento dos membros inferiores se faz necessário, essas medidas clínicas podem ser recursos eficientes e de baixo custo capazes de detectar tais comprimentos.

Somente a desigualdade absoluta entre os MMII obtida pela medida Umbigo/MM foi semelhante à obtida pela medida radiográfica, já para a desigualdade normalizada tanto a medida Crista/MM quanto a medida Umbigo/MM obtiveram desigualdades estatisticamente similares às obtidas pela escanometria.

Por outro lado, as medidas EIAS/MM e EIAS/ML, apesar da alta correlação apresentada com a medida radiográfica, obtiveram desigualdades, absoluta e normalizada, estatisticamente diferentes das desigualdades obtidas pela escanometria, concordando com

Nichols e Bailey (1955) que atestam que a medida EIAS/MM não é uma ferramenta confiável para desigualdades inferiores a 1,25 cm e discordando de Woerman et al. (1984) que descreve a medida EIAS/ML como a ferramenta clínica mais exata e precisa dentre os métodos diretos.

Vale destacar que para executar a medida clínica EIAS/MM a fita métrica metálica é posicionada proximalmente na região medial (EIAS) e é direcionada para a região medial distalmente (borda superior do maléolo medial), e para executar a medida clínica EIAS/ML a posição inicial proximal é a mesma, porém a fita métrica metálica é direcionada para a região lateral distalmente (borda superior do maléolo lateral). Já para realizar as medidas clínicas Crista/MM e Umbigo/MM, tanto a crista quanto a cicatriz umbilical estão situadas medialmente, e a fita métrica metálica é direcionada distalmente, em ambos os casos, para a borda inferior do maléolo medial. Diante disso, podemos justificar que a presença de uma assimetria na circunferência da coxa pode ter interferido nos resultados obtidos pela medida EIAS/MM, e a presença de obliquidade pélvica ou desvios unilaterais ao longo do eixo do membro pode ter interferido nos resultados da medida EIAS/ML (Woerman et al., 1984).

Esses resultados podem ser explicados também pela utilização da borda superior dos maléolos durante a execução das mensurações utilizada pelas medidas EIAS/MM e EIAS/ML ao invés da borda inferior utilizada pelas medidas clínicas Crista/MM e Umbigo/MM, uma vez que se constatou durante as coletas, que a borda inferior dos maléolos era mais facilmente identificável, sendo ainda mais fácil identificar a borda inferior do maléolo lateral independente da massa corporal do sujeito.

Considerando que a desigualdade absoluta deve ser utilizada quando o objetivo for uma medida precisa da desigualdade, como por exemplo, a correção da mesma pelo uso de palmilhas corretivas; e a desigualdade normalizada deve ser utilizada para a comparação

entre sujeitos ou grupos, por levar em conta a estatura dos sujeitos, pode-se dizer então, que somente a medida clínica, Umbigo/MM, analisada nesse estudo, se mostrou precisa em quantificar a desigualdade absoluta entre os membros inferiores para que se possa com precisão corrigir as desigualdades.

Com isso, diante da impossibilidade de realizar a escanometria, se o objetivo for o tratamento da desigualdade, sugere-se a utilização da medida clínica Umbigo/MM para detectar a desigualdade absoluta, porém se o objetivo for comparar as desigualdades dentro de um grupo de sujeitos, sugere-se a utilização das medidas Crista/MM ou Umbigo/MM para detectar a desigualdade normalizada entre os MMII.

Ainda podemos citar que todas as medidas antropométricas clínicas utilizadas neste estudo acertaram o lado do membro maior com mais de 50% de certeza, contudo pode-se dizer também que essas medidas hiper estimaram a desigualdade em mais da metade dos sujeitos, indo novamente de acordo com Gofton (1985), que encontrou menores desigualdades na radiografia em comparação às encontradas clinicamente.

Deve-se acrescentar que nenhuma das medidas aqui realizadas levou em conta possíveis alterações nos pés, uma vez que até mesmo na escanometria somente o comprimento dos ossos da coxa e perna, fêmur e tibia, são mensurados. No entanto, acreditamos que as adaptações nos pés podem ocorrer na tentativa de diminuir ou aumentar o comprimento de um membro. Diante disso, sugerimos que se aprofundem e detalhem estudos nesta temática, considerando que uma análise da FRS, ou ainda uma análise de pressão plantar, poderia nos responder se está ou não ocorrendo uma adaptação dinâmica do pé durante a locomoção.

Vale ressaltar ainda a importância de um achado clínico, pois se sabe que a significância estatística pode não representar com exatidão a importância clínica de uma desigualdade de MMII, e vice versa.

6.2. Discussão da Parte 2

Algumas variáveis de FRS analisadas nesse estudo se apresentaram significativamente diferentes nos corredores com desigualdade de membros inferiores, tanto no membro maior quanto no membro menor. Diferenças estas observadas entre os lados, e também em comparação ao grupo controle. A hipótese de que os sujeitos com desigualdade discreta do tipo estrutural de membros inferiores apresentariam alterações nas variáveis da FRS durante o correr, de forma mais expressiva que no andar, em relação aos sujeitos sem desigualdade, também foi confirmada.

Os resultados indicaram que desigualdades estruturais discretas de até 2,2 cm não foram suficientes para causar alteração na FRS horizontal tanto na marcha quanto na corrida. Já para a componente vertical da FRS observou-se que independente da quantia de desigualdade apresentada, diferenças marcantes foram observadas na comparação intragrupo entre os membros inferiores dos sujeitos com desigualdade, sendo que o MI menor apresentou maiores valores de Fz_{min} durante o andar, e maiores valores de TC_1 , Fz_2 e PO durante o correr.

Este maior valor de Fz_{min} encontrado no MI menor dos sujeitos com desigualdade de 0,5 a 2,0 cm (intervalo de confiança de 99%) durante o andar indica uma redução de força durante o apoio médio, representando uma menor eficiência mecânica deste membro devido a uma menor absorção de energia, uma vez que quanto menor o valor de Fz_{min} , maior será a

absorção de energia pela atividade muscular do MI (Winter, 1990). As alterações apresentadas pelos sujeitos com desigualdade durante o correr só vêm reforçar a hipótese de menor eficiência mecânica deste MI menor, uma vez que maiores valores de taxa de crescimento 1, segundo pico de força vertical e taxa de propulsão representam uma sobrecarga para este membro durante todo o apoio.

A maior taxa de crescimento 1 apresentada pelos sujeitos com maiores desigualdades (1,0 a 2,2 cm) durante o correr indica que o MI menor foi submetido a picos de força maiores ou iguais com tempos iguais ou menores para atingir estes picos, representando altas forças de impacto no momento do choque do calcanhar com o solo o que pode desencadear o aparecimento de lesões no MI menor desses corredores. McCrory et al. (2001) qualificaram a taxa de crescimento como sendo o parâmetro mais sensível para mensurar assimetrias nos MMII. E Christina et al. (2001) observaram um aumento significativo da taxa de crescimento da força de impacto após fadiga induzida da musculatura flexora de corredores, e ainda relacionou esta alteração à incidência de lesões comuns nos MMII de corredores, pode-se concluir então que as maiores taxas obtidas no presente estudo podem ser uma das causas da alta incidência de desordens ortopédicas encontrada nos corredores com desigualdade de membros inferiores analisados.

Durante o correr, o maior segundo pico de força no MI menor e maior taxa de propulsão obtido pelos sujeitos com desigualdade, independente da quantia desta, aponta para uma sobrecarga ativa maior neste membro uma vez que este pico é considerado o pico ativo da FRS devido a ação dos músculos extensores de tornozelo. Concordando com White et al. (2004), que observaram que durante a marcha em velocidade auto-selecionada (cerca de 5,0 km/h), de uma maneira geral, o MI menor em sujeitos com desigualdade estrutural de membros inferiores apresentaram maiores cargas. Estes autores encontraram uma maior

taxa de propulsão no MI maior durante a marcha, o que também foi observado por Perttunen et al. (2004), diferente do que o presente estudo observou. Embora as forças de impacto representadas pelo primeiro pico de força estejam mais associadas à sobrecarga, e conseqüentemente às lesões crônicas, Messier et al. (1991) sugerem que as forças ativas representadas pelo segundo pico de força e taxa de propulsão também representam um papel importante no surgimento de várias lesões agudas vinculadas à prática da corrida. Os maiores valores de Fz_2 associados a uma maior taxa de PO no membro menor significam que maiores picos de força foram obtidos com tempo igual ou menor para concluir o apoio, podendo indicar que a fase de propulsão, mais precisamente a fase da retirada dos dedos do solo no MI menor dos sujeitos com desigualdade aconteceu mais rapidamente levando o MI maior a encurtar o seu tempo de balanço. Assim, provavelmente o membro maior balançou mais rápido e levou menos tempo para se chocar com o solo novamente. Este resultado está de acordo com Vink e Huson (1987) que encontraram uma diferença no comprimento do passo, e na duração da fase de balanço para cada membro em indivíduos com desigualdade de membros inferiores.

Com relação à comparação intergrupos, só surgiram diferenças quando se comparou o grupo controle à sujeitos com desigualdade superior a 1,0 cm (desigualdade de 1,0 - 2,2 cm, intervalo de confiança de 99%). Essas diferenças intergrupos foram observadas no MI maior dos sujeitos com desigualdade, que apresentaram menor TC_1 durante o andar e maior Fz_1 durante o correr, e confirmaram nossa hipótese inicial de que sujeitos com desigualdade discreta estrutural de membros inferiores apresentariam alterações nas variáveis da FRS em comparação aos sujeitos sem desigualdade.

Esta menor taxa de crescimento 1 no MI maior durante o andar de sujeitos com maiores desigualdades indica que o MI maior desses sujeitos levou mais tempo para atingir o

primeiro pico de força vertical do que o MI maior de sujeitos sem desigualdade, o que pode representar um mecanismo compensatório adotado na tentativa de reduzir sobrecargas no momento do ataque do calcanhar ao solo, uma vez que quanto maior o tempo entre o início do apoio e a ocorrência de Fz_1 , maior será o amortecimento e a absorção de cargas. No entanto, sabe-se que mecanismos musculares ativos levam em torno de 50 ms para serem ativados, e que de uma maneira geral o primeiro pico de força durante a corrida ocorre por volta dos 35 ms, sugerindo que se algum mecanismo compensatório ocorreu, foi um ajuste passivo. Wright et al. (1998) discutiram estes mecanismos compensatórios passivos quando simularam a fase de impacto em uma corrida com intuito de analisar as possíveis adaptações musculoesqueléticas à diferentes solados, e o que os autores observaram foi que as forças de impacto foram reguladas por respostas mecânicas passivas do sistema esquelético, indicando que nenhuma adaptação ativa foi necessária para produzir este ajuste.

E a maior Fz_1 no MI maior durante o correr nos corredores com maiores desigualdades em comparação ao GC vai ao encontro dos resultados de maiores Fz_2 e PO no MI menor (comparação intragrupo), que sugerem uma retirada mais rápida do solo do MI menor provavelmente devido a uma maior ativação de seus extensores de tornozelo. Desta forma, a fase de balanço do MI maior deve ter sido reduzida e conseqüentemente devido a maior velocidade de impacto vertical, uma maior força de ataque do calcanhar com o solo ocorreu no MI maior, e, portanto um maior impacto, tal como descrito por Bus, (2003). Tais resultados corroboram com os achados de Hreljac (2004) que cita que a magnitude da força de impacto durante a corrida é determinada por fatores que antecedem a aterrissagem e o contato do pé com o solo, tais como a velocidade e a geometria de colocação do pé no solo, a velocidade do centro de massa no instante do contato, a área de contato, e as propriedades mecânicas

dos materiais biológicos e do calçado, além da atividade muscular excêntrica dos flexores de tornozelo (Winter, 1990).

Os resultados obtidos no presente estudo também estão de acordo com Kaufman et al. (1996) que encontraram maiores cargas no MI maior de sujeitos com maiores desigualdades indicando uma maior sobrecarga neste membro no momento do choque do calcanhar com o solo.

Schuit et al. (1989) e Sutherland (1995) associaram a diminuição do tempo de apoio no lado menor e a diminuição no comprimento do passo também no lado menor com a característica claudicação em sujeitos com desigualdade de membros inferiores; características estas não observadas no presente estudo, mas conforme discussão anterior, poder-se-ia chegar a estas conclusões pelos dados da FRS analisados. Estudos futuros com o uso da cinemática poderiam corroborar com tais especulações.

Para McCaw (1991), uma maior sobrecarga no MI maior dos sujeitos com desigualdade de membros inferiores, como a observada nos sujeitos do presente estudo, pode ser a responsável pelo surgimento de desordens ortopédicas como osteoartrite de quadril e joelho, fratura por estresse e ainda dor lombar, o que de certa forma justificaria a alta incidência de lesões, tais como as citadas anteriormente que foram encontradas nos sujeitos do presente estudo.

As variáveis Fz_2 e PO no MI menor dos sujeitos de GD e GD_2 se comportaram da mesma maneira indicando que a magnitude da desigualdade, desde que discreta, pouco interferiu nestas variáveis durante a corrida. Porém, com esta maior distinção entre os grupos estudados ($GC_2 - GD_2$), a partir do aumento da magnitude da desigualdade de membros inferiores, maiores foram as alterações nas variáveis de FRS, o que foi confirmado pela maior TC_1 apresentada no MI menor de GD_2 , e também pelas diferenças significativas encontradas

entre GD₂ e GC₂ (maiores Fz₁ e TC₁ no MI maior de GD₂). Estes resultados estão de acordo com Kaufman et al. (1996) que observaram em seu estudo que de maneira geral, todos os parâmetros de FRS vertical tenderam a uma maior assimetria quanto maior a desigualdade de membros inferiores.

Segundo Robinson et al. (1987), Herzog et al. (1989), e Zifchock et. al. (2005) valores do índice de simetria próximos de zero indicam um andar e uma corrida simétricos, e de acordo com os ISA da FRS horizontal durante o andar e o correr, os sujeitos de ambos os grupos apresentaram a marcha e a corrida simétricas já que seus valores do índice de simetria absoluto foram muito próximos de zero.

De um modo geral o mesmo aconteceu com os ISA da FRS vertical, uma vez que não foram observadas diferenças significativas entre os grupos, e os valores do ISA durante a marcha e a corrida foram pequenos e semelhantes aos encontrados por Cahalan et al. (1992) em sujeitos normais durante o andar, indicando que ambas estão simétricas. A única exceção ficou por conta do ISA do primeiro pico de força que apresentou maior valor durante a corrida em ambos os grupos. White et al. (2004) encontraram maior valor desse IS em sujeitos com desigualdade estrutural de membros inferiores ao se comparar esses sujeitos com sujeitos considerados normais, isto é, com desigualdade inferior a 0,5 cm

Para Kaufman et al. (1996) desigualdades de 2,0 cm equivalentes a 3,7% do MI maior levam a uma marcha assimétrica, e para estes autores quanto maior a desigualdade de membros inferiores maior a assimetria em cada parâmetro da marcha, contrariando os achados deste estudo uma vez que ambos os grupos estudados, em todas as análises, apresentaram valores de ISA muito próximos para todas as variáveis de FRS analisadas.

Vale ressaltar que a velocidade adotada durante as análises da corrida neste estudo foi de aquecimento, logo, com maiores velocidades as alterações poderiam ser mais evidentes.

Esta hipótese pode ser reforçada pelos achados do presente estudo quando maiores diferenças foram observadas no correr em relação ao andar.

Acredita-se também que a presença de desigualdade faça com que esses sujeitos adotem mecanismos compensatórios com objetivo de promover um padrão de marcha eficiente, como foi constatado tanto em crianças como em adultos (Schuit et al., 1989; D'Amico et al., 1985; Kaufman et al., 1996), mecanismos estes que podem incluir uma supinação do pé do lado menor e pronação do lado maior capazes de equilibrar o comprimento dos membros (Bhave et al., 1999; Subotinick, 1976). No entanto, essas adaptações utilizadas na tentativa de igualar funcionalmente a desigualdade podem levar a um aumento de sobrecarga em um dos membros favorecendo o surgimento de sintomas e/ou lesões (Kaufman et al., 1996). Destacando que a pronação excessiva do retropé tem sido amplamente relacionada ao aparecimento de lesões nos MMII (Bus, 2003; Nigg, 2000).

Acredita-se que a análise cinemática, ou ainda a avaliação da distribuição de pressão plantar durante a marcha e a corrida desses corredores, poderiam explicar funcionalmente as alterações e compensações supostamente adotadas. Portanto, sugere-se que estas análises sejam realizadas de forma a investigar mais profundamente os mecanismos que o aparelho locomotor adota na condição de desigualdade dos membros inferiores.

7. CONCLUSÕES

Os resultados apontaram que independente do volume semanal de treino, uma desigualdade estrutural discreta de MMII pode estar relacionada ao surgimento de sintomas e/ou lesões no sistema musculoesquelético, em especial nas articulações do joelho e quadril.

Todas as medidas antropométricas clínicas analisadas neste estudo mostraram-se válidas para medir o comprimento dos MMII por apresentar alta correlação com a medida radiográfica, entretanto foi questionável o poder das medidas EIAS/MM e EIAS/ML em quantificar precisamente as desigualdades. A medida Umbigo/MM obteve desigualdade absoluta e normalizada semelhante à obtida pela medida radiográfica, e a medida Crista/MM obteve desigualdade normalizada semelhante aos valores obtidos pela escanometria, demonstrando serem os métodos mais precisos dentre as medidas clínicas analisadas no presente estudo.

Pode-se dizer então, que as medidas Crista/MM e Umbigo/MM são recursos eficientes e de baixo custo capazes de detectar desigualdade de membros inferiores quando a realização da medida radiográfica não for possível. Ressaltando que para se obter resultados válidos com a utilização de métodos clínicos, sempre o mesmo método deve ser utilizado em uma mesma pesquisa, utilizando um mesmo protocolo, tomando cuidado com o posicionamento do sujeito e com as vestimentas por ele utilizadas.

Independente do método de avaliação escolhido, a utilização da borda inferior dos maléolos como saliência óssea distal é recomendada por ser mais facilmente identificável, na tentativa de diminuir o erro das medidas.

Sujeitos com desigualdade estrutural discreta de membros inferiores apresentaram alterações nas variáveis da FRS vertical durante o correr de forma mais expressiva do que no andar, e em relação aos sujeitos sem desigualdade. Essas alterações apresentadas pelos sujeitos com desigualdade indicam que maiores sobrecargas acontecem no MI maior na fase de carga, e no MI menor na fase de propulsão, indicando que tanto o MI maior quanto o MI menor de sujeitos com desigualdade discreta de membros inferiores são suscetíveis ao surgimento de sintomas e/ou lesões devido à sobrecarga imposta a eles durante a corrida, muito mais do que durante a marcha. Os resultados apontaram ainda que quanto maior a desigualdade de membros inferiores, maior a sobrecarga, e o efeito cumulativo dessa carga aumentada por longos períodos poderia desencadear dor lombar, fratura por estresse e ainda precoce degeneração articular.

ANEXO A - CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO EM PARTICIPAÇÃO DA PESQUISA – PARTE 1

Projeto de pesquisa: Antropometria e Biomecânica comparativa da locomoção de corredores com e sem desigualdade estrutural de comprimento de membros inferiores

Parte 1

Este projeto tem como objetivo central avaliar a medida do comprimento das pernas, como andam e correm indivíduos com desigualdade das pernas. Tem-se como objetivo investigar possíveis conseqüências no andar e no correr em função de diferenças de comprimento de membros. Para isso, o (a) senhor (a) será avaliado (a) através de alguns testes que estão descritos com mais detalhes abaixo. Os estágios 1 e 2 serão realizados na Cidade Universitária (em frente à Escola de Educação Física da USP) e terá duração de aproximadamente 20 minutos. O estágio 3 será realizado no Laboratório Delboni Auriemo. Os resultados, guardadas as devidas identificações e mantida a confidencialidade, serão analisados e utilizados única e exclusivamente para fins científicos. Os procedimentos descritos abaixo não oferecem qualquer risco ao senhor (a).

- Estágio 1: o(a) senhor(a) será entrevistado através de um questionário sobre sua história geral, seus dados pessoais e doenças já existentes.
- Estágio 2: será feita uma medição com fita métrica de suas pernas estando o(a) senhor(a) deitado em uma maca.
- Estágio 3: o(a) senhor(a) fará uma radiografia (raios X) de suas pernas para avaliarmos as diferenças de comprimento de membros.

O Senhor (a) tem a liberdade de desistir de sua participação nesta pesquisa a qualquer momento sem prejuízo ao senhor (a). Caso necessite entrar em contato com os pesquisadores responsáveis por esta pesquisa o sr (a) deve entrar em contato com a docente responsável pela pesquisa: Profa. Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco – tel. 3091.7464. Estaremos a sua disposição.

Após o conhecimento dos testes aos quais estarei me submetendo, concordo em participar deste projeto de pesquisa, na condição de voluntário permitindo a realização destes testes, conforme condições descritas acima.

Assinatura do voluntário: _____

Assinatura do pesquisador: _____

Data: ____/____/____.

ANEXO B - CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO EM PARTICIPAÇÃO DA PESQUISA – PARTE 2

Projeto de pesquisa: Antropometria e Biomecânica comparativa da locomoção de corredores com e sem desigualdade estrutural de comprimento de membros inferiores

Parte 2

Este projeto tem como objetivo central avaliar a medida do comprimento das pernas, como andam e correm indivíduos com desigualdade das pernas. Tem-se como objetivo investigar possíveis conseqüências no andar e no correr em função de diferenças de comprimento de membros. Detectamos nas primeiras etapas deste projeto, através da medida de suas pernas com fita métrica e raios-X, uma desigualdade no comprimento dos seus membros inferiores; então realizaremos agora uma avaliação do seu andar e do seu correr. O Estágio 4 será realizado no Laboratório de Biomecânica do Movimento e Postura Humana do Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional - Faculdade de Medicina - USP e terá duração de aproximadamente 40 minutos.

Os resultados, guardadas as devidas identificações e mantida a confidencialidade, serão analisados e utilizados única e exclusivamente para fins científicos. Os procedimentos descritos abaixo não oferecem risco ao senhor (a).

- Estágio 4: Avaliação da biomecânica da marcha: o(a) senhor(a) caminhará e correrá sobre uma passarela por aproximadamente 15 minutos fazendo uso do seu tênis habitual de corrida, para posterior análise que faremos.

O Senhor (a) tem a liberdade de desistir de sua participação nesta pesquisa a qualquer momento sem prejuízo ao senhor (a). Caso necessite entrar em contato com os pesquisadores responsáveis por esta pesquisa o sr (a) deve entrar em contato com a docente responsável pela pesquisa: Profa. Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco – tel. 3091.7464. Estaremos a sua disposição.

Após o conhecimento dos testes aos quais estarei me submetendo, concordo em participar deste projeto de pesquisa, na condição de voluntário permitindo a realização destes testes, conforme condições descritas acima.

Assinatura do voluntário: _____

Assinatura do pesquisador: _____

Data: ____/____/____

ANEXO C

RECEBIDO SPG 0313 03
ASS: *[assinatura]*

Recibo

DIRETORIA CLÍNICA

Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa**APROVAÇÃO**

A Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 27.11.03, APROVOU o Protocolo de Pesquisa nº 608/03, intitulado: "Estudo biomecânico comparativo da marcha de indivíduos com diferença de comprimento em membros inferiores" apresentado pela ÁREA DE FISIOPATOLOGIA EXPERIMENTAL, inclusive o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Pesquisador(a) Responsável: Profa. Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco

Pesquisador(a) Executante: Sra. Carla Sonsino Pereira

CAPPesq, 27 de Novembro de 2003.

Encaminhe-se à CPG-FMUSP
para as devidas providências.
S.P. 03.11.03

C. A. M. Penteiro

Prof.ª Dra. Maria Mitzi Brentani
Coordenadora do Curso de
Pos-Graduação do programa
de Fisiopatologia Experimental

[assinatura]
PROF. DR. EUCLIDES AYRES DE CASTILHO
Presidente da Comissão de Ética para Análise
de Projetos de Pesquisa

OBSERVAÇÃO: Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar à CAPPesq, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196, de 10.10.1996, inciso IX.2, letra "c")

ANEXO D - FICHA DE AVALIAÇÃO INICIAL

Data da avaliação: ____/____/____.

1) Dados Pessoais

Nome: _____. Identificação: _____.

End: _____. Tel: _____.

Profissão: _____. Idade: _____. Sexo: _____. Massa: _____. Estatura: _____.

2) Pratica atividade física? Sim () Não (). Há quanto tempo? ____ meses/ano.

Que tipo? Aeróbia () RML () Alongamento () Outras () _____.

Quantas vezes por semana? 1 () 2 () 3 () 4 () 5 () 6 () 7 ()

3) Há quanto tempo você corre frequentemente?

a) menos que um ano	d) 5 - 10 anos
b) 1 - 3 anos	e) mais que 10 anos
c) 3 - 5 anos	f) não corro

4) Quantos quilômetros por semana?

a) 0- 10 Km	d) 31- 50 km
b) 11 - 20 Km	e) mais de 50 km
c) 21- 30 km	

5) Você usa órteses? (palmilhas para corrigir mau alinhamento)?

a) não	b) sim	c) já usei, mas não uso mais

6) Já recebeu diagnóstico de fratura de estresse por um médico?

a) não;	d) sim, na perna (fíbula ou tibia)
b) sim, na região anterior do pé	e) sim, no fêmur
c) sim, no calcanhar	

7) Você tem discrepância no comprimento de membros inferiores diagnosticada?

a) não	b) sim, 0 – 1 cm	c) mais que 1 cm.

Porque realizou a medida?

Dor lombar () Escoliose () Má postura () Avaliação ().

8) Que parte do seu sapato gasta mais rápido?

a) lado de fora do calcanhar	d) interno a parte anterior do pé
b) interno ao calcanhar	e) todo o pé
c) lateral a parte anterior do pé	

9) A maioria de suas lesões tem sido associadas a:

- a) nunca tive lesão
- b) quilometragem excessiva
- c) rápida alteração na rotina de treinamento
- d) alteração no tipo de superfície
- e) nenhuma causa desconhecida
- f) anormalidade biomecânica conhecida
- g) com o intervalo de treinamento
- h) treino nas montanhas
- i) com as provas
- j) tênis velho
- k) outras causas

10) Já teve dor lombar?

- a) sim;
- b) não.

Qual a frequência?

- a) Diariamente
- b) Semanal
- c) Mensal
- d) Sempre.

A dor aparece quando?

- a) Fica em pé
- b) Anda
- c) Senta
- d) Acorda.

A dor desaparece quando?

- a) Senta
- b) Deita
- c) Dorme
- d) Com remédio.

A dor é:

- a) Constante
- b) Incomoda
- c) Suportável
- d) Incapacitante

Quantifique sua dor:

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

Muito pouca

Insuportável

11) Já teve dor no quadril?

- (...) sim;
- (...) não.

12) Já apresentou dor no joelho?

- (...) sim;
- (...) não.

13) Qual método de tratamento das lesões funcionou melhor para você?

- a) nunca precisei de tratamento
- b) alterar minha rotina de treinamento
- c) redução da quilometragem
- d) medicação e/ou gelo e calor
- e) alongamentos
- f) órteses
- g) modificar a superfície da corrida
- h) mudar o calçado
- i) outro tratamento

14) Realizou algum tipo de cirurgia ortopédica?

- (...) Sim
- (...) Não.

Qual? _____ Quando? _____.

ANEXO E - FICHA DE AVALIAÇÃO ANTROPOMÉTRICA

Identificação: _____ **Data:** ____/____/____.

MEDIDA DOS MEMBROS INFERIORES:

Membros	MI Direito (cm)		MI Esquerdo (cm)	
	1ª. medida	2ª. medida	1ª. medida	2ª. medida
EIAS - borda superior do maléolo medial				
EIAS – borda superior do maléolo lateral				
Crista Ilíaca - borda inferior do maléolo medial				
UMBIGO – borda inferior do maléolo medial				

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Amadio AC, Duarte M. *Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano*. São Paulo: Laboratório de Biomecânica/Eefeusp; 1996.

Amstutz HC, Sakai DM. Equalization of leg length. Editorial Comments. *Clin Orthop*. 1978; 136 ; 2-5.

Bassey EJ, Littlewood JJ, Taylor SJG. Relations between compressive axial forces in an instrumented massive femoral implant, ground reaction forces, and integrated electromyographs from vastus lateralis during various osteogenic exercises. *J. Biomech*. 1997; 30: 213 – 23.

Beattie P, Isaacson K, Riddle DL, Rothstein JM. Validity of derived measurements of leg length differences obtained by use of a tape measure. *Phys Ther*. 1990; 70 (3): 150 - 7.

Biering SF. Physical measurements as risk indications for low back trouble over a one – year period. *Spine*. 1984; 9: 106 – 19.

Bhave A, Paley D, Herzenberg JE. Improvement in gait parameters after lengthening for the treatment of limb length discrepancy. *J Bone Joint Surg*. 1999; 81A (4): 529 – 34.

Brunet ME, Cook SD, Brinker MR, Dickinson JA. A survey of running injuries in 1505 competitive and recreational runners. *J Sports Med Phys Fitness*. 1990; 30 (3): 307 – 15.

Bus SA. Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. *Med Sci Sports Exerc*. 2003; 35 (7): 1167 – 75.

Cahalan TD, King L, Chao EYS. Symmetry of the vertical ground reaction force in normals. *Proceedings of the European Symposium on Clinical Gait Analysis*. 1992; 79 – 82; Zurich, Switzerland. 1992.

- Christina KA, White SC, Gilchrist LA. Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. *Hum Mov Sci.* 2001; 20: 257-76.
- Cunha LAM, Pauleto AC, Oliva Filho AL, Moura MFA, Penkal ML. Influência do posicionamento osteoarticular e dos possíveis erros técnicos nos valores obtidos em escanometrias. *Rev. Bras. Ortop.* 1996 Mar; 31 (3): 240 - 6.
- Dahl MT. Limb length discrepancy. *Pediatrics Clinics of North America.* 1996; 43 (4): 849 - 65.
- D'Amico JC, Dinowitz HD, Polchaninoff M. Limb length discrepancy. An eletrodynographic analysis. *J Am Podiat Assn.* 1985; 75: 639 - 43.
- Diss CE. The reliability of kinetic and kinematic variables used to analyse normal running gait. *Gait Posture.* 2001; 14: 98 – 103.
- Eichler J. Methodological errors in documenting leg length and leg length discrepancies. In: Hungerford D.S., ed. Leg length discrepancy, the injured knee. *Prog. Orthop. Surg.* New York Springer – Verlag. 1977. P. 29 – 39.
- Fann AV. Validation of postural Radiographs as a Way to Measure Change in Pelvic Obliquity. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003 Jan; 84: 75 - 8.
- Friberg O. Clinical symptoms and biomechanics of lumbar spine and hip joint in leg length inequality. *Spine.* 1983; 8 (6): 643 - 51.
- Giles LGF, Taylor JR. Low back pain associated with the leg length inequality. *Spine.* 1981; 6: 510 – 21.
- Gofton JP. Studies in osteoarthritis of the hip. Part IV: Biomechanics and clinical considerations. *Can Med Assoc J.* 1971; 104: 1007 – 11.
- Gofton JP. Persistent low back pain and leg length disparity. *J Rheumatol.* 1985; 12: 747-750.
- Gogia PP, Braatz JH. Validity and reliability of leg length measurements. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1996; 8 (4): 185 - 8.

- Gross RH. Leg length discrepancy in marathon runners. *Am J Sports Med.* 1983; 11: 121–4.
- Gurney B. Review, Leg length discrepancy. *Gait Posture.* 2002; 15: 195 - 206.
- Guichet JM, Spivak JM, Trouilloud P, Grammont PM. Lower Length Discrepancy – An Epidemiologic Study. *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 1991; 272: 235 – 441.
- Hanada E, Kirby RL, Mitchell M, Swuste JM. Measuring Leg-Length Discrepancy by the “Iliac Crest Palpation and Book Correction” method: Reliability and Validity. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001; 82: 938 - 42.
- Heilig D. Principles of Lift Therapy. *JAOA.* 1978 Feb; 77: 466 - 72.
- Helliwell M. Leg length inequality and low back pain. *The Practitioner* 1985; 229: 483 - 5.
- Herzog W, Nigg BM, Read LJ, Olsson E. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Med. Sci Sports Exerc.* 1989; 21 (1): 110 - 4.
- Hoppenfeld S. *Physical Examination of the Spine and Extremities.* New York: Appleton-Century-Crofts. 1997.
- Hreljac A. Impact and overuse injuries in runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2004; 36 (5): 845 - 9.
- Karamanidis K, Arampatzis A, Brüggemann GP. Symmetry and reproducibility of kinematic parameters during various running techniques. *Med Sci Sports Exerc.* 2003; 35 (6): 1009 – 16.
- Kaufman KR, Miller LS, Sutherland D. Gait asymmetry in patients with limb length inequality. *J Pediatr Orthop.* 1996; 16: 144 - 50.
- Korpelainen R. Risk Factors for Recurrent Stress Fracture in Athletes. *Am J Sports Med.* 2001; 29 (3): 304 - 10.
- Langer S. Structural short leg shortage: a case report. *J Am Podiatry Assoc.* 1976; 66: 38 – 40.
- Liu XC, Fabry G, Molenaers G, Lammens J, Moens P. Kinematic and Kinetic asymmetry in patients with leg length discrepancy. *J Orthop Pediatric.* 1998; 18 (2): 187 - 9.

- Mann M, Glasheen-Wray M, Nyberg R. Therapist agreement for palpation and observation of iliac crest heights. *Phys Ther.* 1984; 64 (3): 334 – 8.
- Mann R, Baxter D, Letter L. Running Symposium. *Foot and Ankle.* 1981; 1(4): 190-224.
- Messier SP, Davis SE, Curl WW, Lowrey RB, Pack RJ. Etiologic factors associated with patellofemoral pain in runners. *Med Sci Sports Exerc.* 1991; 23: 1008 - 15.
- McCrory JL, White SC, Lifeso RM. Vertical Ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty. *Gait Posture.* 2001; 14: 104 - 9.
- Mahar RK, Macleod DA. Simulated leg length discrepancy: Its effects on mean center of pressure position and postural sway. *Arch Phys Med Rehabil.* 1985 Dec; 66: 822 – 4.
- McCaw ST, Bates BT. Biomechanical implications of mild leg length inequality. *Br J Sports Med.* 1991;25 (1):10 - 3.
- Menelaus MB. *The management of limb inequality.* New York: Churchill Livingstone; 1991. P. 4–5.
- Moseley CF. Leg length discrepancy. In Lovell and winter's *Pediatric Orthopaedics.* Edited by R.T. Morissy. 3rd ed. Philadelphia: J.B. Lippincot; 1990; (2). P. 767 – 813.
- Nadler S, Wu KD, Galski T, Feinberg J. Low back pain in college athletes: A prospective study correlating lower extremity overuse or acquired ligaments laxity with low back pain. *Spine.* 1998; 23 (7): 828 - 33.
- Neely FG. Biomechanical risk factor for exercise – Related lower limb injuries – Review article. *Sports Med.* 1998; 26 (6): 395 - 413.
- Nichols PJR. Short leg syndrome. *Br Med J.* 1960; 1: 1863 - 5.
- Nichols PJR, Bailey NTJ. The accuracy of Measuring Leg Length Differences. An “observer error” experiment. *Br Med J.* Nov 1955; 19: 1247 - 8.
- Nigg BM. *Biomechanics of running shoes.* Champaign, IL: Human Kinetics; 1986.

Nigg BM. The Role of Impact Forces and Foot Pronation: A New Paradigm. *Clin J Sports Med*. 2000; 11: 2 - 9.

Orthentics [serial online] 2006 Mai [citado em 2006 Mai 12] Disponível na Internet via www. URL. <http://www.orthentics.com/index.htm>

Perttunen JR, Anttila E, Södergard J, Merikanto J, Komi PV. Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy. *Scan J Med Sci Sports*. 2004; 14: 49 – 56.

Petrone MR. The Accuracy of the Palpation Meter (PALM) for Measuring Pelvic Crest Height Difference and Leg Length Discrepancy. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003; 33 (6): 319-24.

Reid DC, Smith B. Leg length inequality: a review of etiology and management. *Phys Can*. 1984; 36: 177 – 82.

Robinson RO, Herzog W, Nigg BM. Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. *J Manipulative Physiol Ther*. 1987; 10: 172 – 6.

Schuit D, Adrian M, Pidcoe P. Effect of heel lifts on ground reaction force patterns in subjects with structural LLD. *Phys Ther*. 1989; 69: 663 – 70.

Siffert RS. Current concepts – Review – Lower limb length discrepancy. *J Bone Joint Surg*. 1987; 69A (7): 1100 - 6.

Song KM, Halliday SE, Little DG. The effect of limb length discrepancy on gait. *J Bone Joint Surg*. 1997; 79A (11): 1690 - 8.

Subotnick SI. The short leg syndrome. *J Am Podiatry Assoc*. 1976; 66: 720 – 3.

Sutherland DH. *Interpretation of Gait analysis data*. San Diego, California: Children's Hospital; 1995.

Takahashi T, Ishida K, Hirose D, Nagano Y, Okumiya K, Nishinaga M, Doi Y, Yamamoto H. Vertical Ground Reaction Force Shape is Associated with Gait Parameters, Timed Up and Go, and Functional Reach in Elderly Females. *J Rehabil Med*. 2004; 36: 42 – 5.

- Terry Ma, Winell Jj, Green Dw, Schneider R, Peterson M, Marx Rg, Widmann RF. Measurement variance in limb length discrepancy: Clinical and radiographic assessment of interobserver and intraobserver variability. *J Pediatr Orthop*. Mar/Apr 2005; 25(2): 197 – 201.
- Vink P, Huson A. Lumbar back muscle activity during walking with leg inequality. *Acta Morphol Neerl Scan*. 1987; 25 (4): 261-71.
- Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 2nd ed. Waterloo, Ontario, Canada: John Wiley& Sons, Inc.; 1990.
- White SC, Gilchrist LA, Wilk BE. Asymmetric Limb Loading with True or Simulated Leg-Length Differences. *Clin Orthop Rel Res*. April 2004; 1(421): 287-92.
- Woerman AL, Stuart A, Binder-Macleod A. Leg length discrepancy assessment: Accuracy and precision in five clinical methods of evaluation. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1984; 5 (5): 230 -9.
- Wright IC, Neptune RR, Van Den Bogert AJ, Nigg BM. Passive regulation of impact forces in heel-toe running. *Clin Biomech*. 1998; 13: 521 – 31.
- Zifchock RA, Davis I, Hamill J. Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. *J Biomech*. Nov 2005; article in press.

BIBLIOGRAFIA CONSULTADA

Beal MC. Review of short leg problem. *J Am Osteopath Assoc.* 1950; 50: 109-21.

Giles LGF. Lumbosacral facetar 'joint angles' associated with leg length inequality. *Rheumatol Rehabil.* 1981; 20: 233 – 8.

Gross RH. Leg length discrepancy: How much is too much? (Abstract) *Orthopedics.* 1978; 1 (4): 307-10.

Gross MT, Burns CB, Chapman SW, Hudson CJ, Curtis HS, Lehmann JR, et al. Reliability and validity of rigid lift and pelvic leveling device method in assessing functional leg length inequality. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998 April; 27 (4): 285-94.

Hellsing AL. Leg Length Inequality. A prospective study of young men during their military service. *Upsala J Med Sci.* 1988; 93: 245-53.

Kiss S, et al. Ground Reaction Forces and Bone Parameters in Females with Tibial Stress Fracture. *Med Sci Sports Exerc.* 2004; 36 (3): 397–404.

Krawiec CJ, Denegar CR, Hertel J, Salvaterra GF, Buckley WE. Static Innominate asymmetry and leg length discrepancy in asymptomatic collegiate athletes. *Man Ther.* 2003; 8(4): 207-13.

Nourbakhsh MR, Arab AM. Relationship between mechanical factors and incidence of low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2002 Sep; 32 (9): 447– 459.

Santos HH, Cunha FR. A comparação da discrepância de membros inferiores entre atletas fundistas e saltadores. *Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica,* 2003; 1: 211 - 4.

Subotnick SI. Limb length discrepancies of Lower extremity (The short leg syndrome). *J Orthop Sports Phys Ther.* 1981; 3 (1): 11 - 6.

APÊNDICE – ROTINA ‘LD’ DO MATLAB

```
function LD(label, peso);
%LD('GD03AD',653)
% 18/10 - Inicio do LEG DISCREPANCY
% Baseado em gaitway
close all;
% =====
% DEFINICAO DAS VARIÁVEIS INICIAIS DADO O SUJEITO
% =====
grupo = label(1:2); % a 1a e 2a letra do label eh o grupo (ex: gc)
sujeito = label(3:4); % a 3a e 4a letra do label eh o sujeito (ex: 02)
movim = label(5); % movimento (ex. a ou c - andar ou correr)
lado = label(6); % lado (ex. a ou e - maior ou menor)
tentativa = {'01','02','03','04','05'};
%tentativa = {'01','02'};
ext = '.txt';
freq = 1000;
fc = 200;
% =====
% Alterar o caminho dependendo da estrutura do diretorio dos dados
% =====
if grupo == 'GC'; caminho='GC/GC'; end;
if grupo == 'GD'; caminho='GD/GD'; end;
clc;
disp('Leg Discrepancy: Carregando arquivos');

% =====
FZ1=zeros(5,1); FZ2=zeros(5,1); FZmin=zeros(5,1);
t_FZ1=zeros(5,1); t_FZ2=zeros(5,1); t_FZmin=zeros(5,1);

Tx_FZ1=zeros(5,1);Tx_FZ2=zeros(5,1);
Tx_FX1=zeros(5,1);Tx_FX2=zeros(5,1);

FXmax=zeros(5,1); FXmin=zeros(5,1);
t_FXmax=zeros(5,1); t_FXmin=zeros(5,1);

ImpDes=zeros(5,1); ImpAcel=zeros(5,1);

% =====
for t = 1:length(tentativa)
% =====
m = load([caminho sujeito '/' label char(tentativa(t)) ext]);
% Inicializacao das matrizes dos dados (para media de cada sujeito)
if t == 1; % Apenas para a 1a tentativa
x = zeros( length(m), length(tentativa) );
z = zeros( length(m), length(tentativa) );
inic_fim = zeros( length(tentativa), 2);
end;

% =====
% Define as variaveis (colunas) tempo e Forcas Horizontal e Vertical
% =====
time = 1:length( m); % TEMPO = comprimento da matriz
x(:, t) = m(:,2); % 2a coluna: Forca Horizontal (Antero Posterior)
z(:, t) = m(:,3); % 3a coluna: Forca Vertical

% =====
% Fator de correcao de libras para Newton
% =====
x(:, t) = x(:, t) * (4.45); z(:, t) = z(:, t) * (4.45);

% =====
% Normalizar os dados pelo Peso Corporal
% =====
x(:, t) = x(:, t) / (peso); z(:, t) = z(:, t) / (peso);

% =====
% Definição do Offset ; Parte inicial do sinal antes do sujeito tocar plataforma
% =====
z_off = mean(z(1:100, t));
x_off = mean(x(1:100, t))
```

% Apos verificar todos os sujeitos, observei que o menor t inicial ocorreu em 150 pontos, por isso o offset foi estabelecido como a media dos 100 primeiros pontos.

```
% Dada Freq. Coleta 1000 Hz e Tempo Coleta 4 seg
z(:, t) = z(:, t) - z_off; x(:, t) = x(:, t) - x_off;
% [a, b] = butter(ORDEM, Freq_Nyquist = Freq_Corte/(Freq_Amostragem/2)); %Freq_Corte=200Hz; Freq_Amostragem=1000Hz
[a, b] = butter(2, fc/(freq/2));
xf = filtfilt(a, b, x(:, t));
zf = filtfilt(a, b, z(:, t));
```

```
% =====
% GRAFICOS INICIAIS
% =====
scr = get(0, 'ScreenSize'); % Vetor com resolucao da tela [1 1 1024 768]
h1 = figure('Position',[1 1 scr(3) 0.9*scr(4)]); % Maximiza janela do grafico
h1 = plot(time, z(:, t), 'r'); hold on; h1=plot(time, z(:, t), 'k-');
axis([min(time) max(time) min(z(:, t)) max(z(:, t))]);
xlabel('tempo (s)'); ylabel('FZ (PC)');
title([label ' - Trial: ' char(tentativa(t))]);
grid;
```

```
clc;
disp('Marcacao dos ptos para zoom (Com MOUSE)');
disp('-----');
disp('1o pto: antes do inicio do apoio');
disp('2o pto: logo apos fim do apoio');
disp(' ');
% definicao do zoom
[xg1 yg1] = ginput(2);
%1o pto - antes do inicio do apoio
%2o pto - logo apos fim do apoio
axis([xg1(1) xg1(2) min(z(:,t)) yg1(2)]);
```

```
% Determina INICIO APOIO
ok = 1;
% while ok == 1;
while not(isempty(ok));
    [tg2 zg2] = ginput(1);
    i_find = find(time > tg2); i_1 = i_find(1);
    i = (i_1 - 1) + find( z(i_1:length(z), t) > zg2 );
    inic_apoio = i(1) - 1;
    h1 = plot( time(inic_apoio), z(inic_apoio, t), 'ro');
    set(h1, 'markersize',6,'linewidth',3);
    disp('Confirmacao da Marcacao do Inicio do Apoio');
    disp(' ');
    ok = input('Ponto do Inicio do Apoio ok? [S] ou N = 1 > ');
    %if ok == 1; h1 = plot( time(inic_apoio), z(inic_apoio, t), 'ko'); set(h1, 'markersize',6,'linewidth',3); end;
    if not(isempty(ok)); h1 = plot( time(inic_apoio), z(inic_apoio, t), 'wo'); set(h1, 'markersize',6,'linewidth',3); end;
end;
```

```
disp(' ');
disp('Confirmacao da Marcacao do FIM do Apoio');
disp(' ');
```

```
% Determina FIM APOIO
ok = 1;
while not(isempty(ok));
    [tg2 zg2] = ginput(1);
    i_find = find(time > tg2); i_1 = i_find(1);
    i = (i_1 - 1) + find( z(i_1:length(z), t) < zg2 );
    fim_apoio = i(1);
    h1 = plot( time(fim_apoio), z(fim_apoio, t), 'ro');
    set(h1, 'markersize',6,'linewidth',3);
    ok = input('Ponto do Fim do Apoio ok? [S] ou N = 1 > ');
    %if ok == 1; h1 = plot( time(fim_apoio), z(fim_apoio, t), 'ko'); set(h1, 'markersize',6,'linewidth',3); end;
    if not(isempty(ok)); h1 = plot( time(fim_apoio), z(fim_apoio, t), 'wo'); set(h1, 'markersize',6,'linewidth',3); end;
end;
inic_fim(t, 1) = inic_apoio;
inic_fim(t, 2) = fim_apoio;
t_apoio(t,1) = (inic_fim(t, 2) - inic_fim(t, 1))/1000;
```

```
%%%%%%%% inicio da interplacao inicial %%%%%%%%%%
```

```
%Interpolacao do Apoio
```

```
t101 = 0:100; t101 = t101';
```

```
% tempo de apoio normalizado (0% a 100% passo 1%)
```

```

x101 = zeros( 101, length(tentativa) );
z101 = x101;

% for t = 1:length(tentativa);
nptos = inic_fim(t,2) - inic_fim(t,1) + 1;
tnptos = 100*(1/nptos:1/nptos:1)'; % Tempo apoio nao normalizado deve ser de 0 a 100 com tamanho de nptos !!
%yi = interp1(t_nao_normaliza, frs, t_normalizado, 'spline')
x101(:,t) = interp1(tnptos, x(inic_fim(t,1) : inic_fim(t,2), t), t101, 'spline' );
z101(:,t) = interp1(tnptos, z(inic_fim(t,1) : inic_fim(t,2), t), t101, 'spline' );
% end;

%%%%%%%%%% fim da interplacao inicial %%%%%%%%%%%
% =====
% DEFINICAO : Fz1, Fz2
% =====
% clc;close(1);

scr = get(0,'ScreenSize'); % Vetor com resolucao da tela [1 1 1024 768]
h1= figure('Position',[1 1 scr(3) 0.9*scr(4)]);
% h1 = plot(time(inic_apoio:fim_apoio), z(inic_apoio:fim_apoio, t), 'k');hold on;
h1 = plot(t101, z101(:, t), 'k');hold on;
title([label ' - trial: ' char(tentativa(t))]);
% ===== ROTINA PARA ANDAR =====
if movim == 'A';

% FZ1
FZ1(t,1) = max( z101(1:50, t) );
i = find ( z101(1:50, t) == FZ1(t));
i_FZ1 = i(1);
t_FZ1(t,1) = t101(i(1))
FZ1(t)
t_apoio(t)
Tx_FZ1(t,1)= FZ1(t) / ( t_FZ1(t) )
Tx_FZ1(t,1)= FZ1(t)/(t_FZ1(t)*t_apoio(t)/100)

% FZ2
FZ2(t,1) = max( z101(51:101, t) );
i = t101(51) + find ( z101(51:101, t) == max(z101(51:101, t)) );
i_FZ2 = i(1);
t_FZ2(t,1) = t101(i(1))
FZ2(t) %Acrescentei na tentativa de corrigir o Tx_Fz2 (09/03/2006)
h1 = plot( t_FZ1(t), FZ1(t), 'ro'); set(h1, 'markersize',6,'linewidth',3);
h1 = plot( t_FZ2(t), FZ2(t), 'rd'); set(h1, 'markersize',6,'linewidth',3);
grid;

% Fymin
FZmin(t,1) = min( z101(i_FZ1 : i_FZ2, t) );
% se Fymin possuir 2 minimos iguais: min(find) vai resolver
i = min( find( z101(i_FZ1:i_FZ2, t) == FZmin(t) ) ) + i_FZ1 - 1;
i_FZmin = i(1);
t_FZmin(t,1) = t101(i(1)) %Acrescentei na tentativa de corrigir o Tx_Fz2 (09/03/2006)
FZmin (t) %Acrescentei na tentativa de corrigir o Tx_Fz2 (09/03/2006)
t_FZ2(t)
t_FZmin(t)
t_apoio(t) %Acrescentei as 3 linhas anteriores para tentar corrigir a Taxa de crescimento
Tx_FZ2(t,1)= FZ2(t) / (t_FZ2(t) - t_FZmin(t) )
Tx_FZ2(t,1)= FZ2(t)/((t_FZ2(t) - t_FZmin(t) )*t_apoio(t)/100)

%Acrescentei Push off rate que e obtida pelo FZ2/ (t_fim do apoio - t_Fz2) - 09/03/2006
PO(t,1)= FZ2(t) / (100 - t_FZ2(t) )
PO(t,1)= FZ2(t)/((100 - t_FZ2(t) )*t_apoio(t)/100)

h1 = plot(t_FZmin(t), FZmin(t),'gd'); set(h1, 'markersize',6,'linewidth',3);
axis([0 100 min(z101(:,t)) max(z101(:,t))]);
pause;
close(1);
end;

% ===== ROTINA PARA CORRER =====
if movim == 'C';

% FZ2
FZ2(t,1) = max( z101(1:101, t) )

```



```

i = find ( z101(1:101, t) == max(z101(1:101, t)) );
i_FZ2 = i(1)
t_FZ2(t,1) = t101(i(1))
FZ2(t) %Acrescentei na tentativa de corrigir o Tx_Fz2 (09/03/2006)

h1 = plot( t_FZ2(t), FZ2(t), 'rd'); set(h1, 'markersize',6,'linewidth',3);
axis([0 100 min( z101(:, t) ) max( z101(:, t) )]);
grid;

% FZ1
[ig zg] = ginput(1);
i_find = find(1:101 < ig);
i_1 = i_find(length(i_find));
FZ1(t,1) = max( z101(1:i_1, t) );
i = find( z101(1:i_1, t) == FZ1(t) )
i_FZ1 = i
t_FZ1(t,1) = t101(i)

FZ1(t)
t_apoio(t)
Tx_FZ1(t,1) = FZ1(t) / ( t_FZ1(t) )
Tx_FZ1(t,1) = FZ1(t)/(t_FZ1(t)*t_apoio(t)/100)
h1 = plot( t_FZ1(t), FZ1(t), 'ro'); set(h1, 'markersize',6,'linewidth',3);

% Fymin
FZmin(t,1) = min( z101(i_FZ1 : i_FZ2, t) );
% se Fymin possuir 2 minimos iguais: min(find) vai resolver
i = min( find( z101(i_FZ1:i_FZ2, t) == FZmin(t) ) ) + i_FZ1 - 2 ;
i_FZmin = i(1)
%t_FZmin(t) = i(1) modifiquei a linha debaixo para corrigir as taxas de crescimento
t_FZmin(t,1) = t101(i(1))
FZmin (t) %Acrescentei na tentativa de corrigir o Tx_Fz2 (09/03/2006)

t_FZ2(t)
t_FZmin(t)
t_apoio(t) %Acrescentei as 3 linhas anteriores para tentar corrigir a Taxa de crescimento
Tx_FZ2(t,1) = FZ2(t) / (t_FZ2(t) - t_FZmin(t) )
Tx_FZ2(t,1) = FZ2(t)/((t_FZ2(t) - t_FZmin(t) )*t_apoio(t)/100) % acrescentei esta linha apos reuniao com Marcos

%Acrescentei Push off rate que e obtida pelo FZ2/ (t_fim do apoio - t_Fz2) - 09/03/2006
PO(t,1) = FZ2(t) / (100 - t_FZ2(t) )
PO(t,1) = FZ2(t)/((100 - t_FZ2(t) )*t_apoio(t)/100)

h1 = plot(t_FZmin(t), FZmin(t),'gd'); set(h1, 'markersize',6,'linewidth',3);
pause;
clc;
close(1);
end;

% =====
% DEFINICAO : FXmax, FXmin
% =====
scr = get(0,'ScreenSize'); % Vetor com resolucao da tela [1 1 1024 768]
h1 = figure('Position',[1 1 scr(3) 0.9*scr(4)]);
h1 = plot(t101, x101(1:101, t), 'k. '); hold on;
grid;
title([label ' - try: ' char(tentativa(t))]);

FXmax(t) = max( x101(1:101, t) )
i = find( x101(1:101, t) == FXmax(t) );
i_FXmax = i(1)
t_FXmax(t) = t101(i(1))

FXmin(t) = min( x101(1:101, t) )
i = find( x101(1:101, t) == FXmin(t) ) ;
i_FXmin = i(1)
t_FXmin(t) = t101(i(1))

h1 = plot( t_FXmax(t), FXmax(t), 'ro'); set(h1, 'markersize',6,'linewidth',3);
h1 = plot( t_FXmin(t), FXmin(t), 'rd'); set(h1, 'markersize',6,'linewidth',3);
axis([0 100 min(x101(:,t)) max(x101(:,t))]);
% Localizacao do ultimo valor positivo anterior ao FXmin (pto de alteracao do impulso)
i = find ( x101 (i_FXmin: i_FXmax, t) >= 0 ) + i_FXmin - 2 ;

```

```

i_zero = i (1)
t_zero(t) = t101(i (1))
h1 = plot( t_zero(t), x101(i_zero, t), 'go'); set(h1, 'markersize',6,'linewidth',3);

%Area de Desaceleracao
ImpDes(t) = trapz( x101(1:i_zero, t) )

%Area de Aceleracao
ImpAcel(t) = trapz( x101(i_zero:101, t) )
pause;

% =====
end; %FIM DO LOOP >>>> for t = 1:length(tentativa)
% =====
%Interpolacao do Apoio
t101 = 0: 100; t101 = t101'; % tempo de apoio normalizado (0% a 100% passo 1%)

x101 = zeros( 101, length(tentativa) );
z101 = x101;

for t = 1:length(tentativa);
    nptos = inic_fim(t,2) - inic_fim(t,1) + 1;
    tnptos = 100*(1/nptos:1/nptos:1)'; % Tempo apoio nao normalizado deve ser de 0 a 100 com tamanho de nptos !!
    % yi = interp1(t_nao_normaliza, frs, t_normalizado, 'spline')
    x101(:,t) = interp1(tnptos, x(inic_fim(t,1) : inic_fim(t,2), t), t101 , 'spline' );
    z101(:,t) = interp1(tnptos, z(inic_fim(t,1) : inic_fim(t,2), t), t101 , 'spline' );
end;

% Calcula matriz de saida com Tempo Normalizado, Media e Desvio
x_out = [ t101 mean( x101, 2 ) std( x101, 0, 2)];
z_out = [ t101 mean( z101, 2 ) std( z101, 0, 2)];

% Calcula o CV
%=====
%BASEADO NA ROTINA VOLEI_130306

CV_x_out = sqrt( mean ((x_out(:,3)).^2))/mean (abs(x_out(:,2)))
CV_z_out = sqrt( mean ((z_out(:,3)).^2))/mean (abs(z_out(:,2)))

% Graficos Auxiliares
cor =['r' 'g' 'y' 'k' 'c'];
close all;
scr = get(0,'ScreenSize'); % Vetor com resolucao da tela [1 1 1024 768]
figure('Position',[1 1 scr(3) 0.9*scr(4)]); % Maximiza janela do grafico

subplot(211);
errorbar( z_out(:,1), z_out(:,2), z_out(:,3) ); hold on;
for t = 1:length(tentativa);
    plot( t101, x101(:,t), cor(t) );
end;
legend('media','desvio', '1','2','3','4','5'); title(['FZ - FRS Normalizado - Sujeito: ' label]);

subplot(212);
errorbar( x_out(:,1), x_out(:,2), x_out(:,3) ); hold on;
for t = 1:length(tentativa);
    plot( t101, x101(:,t), cor(t) );
end;
legend('media','desvio', '1','2','3','4','5'); title(['FX - FRS Normalizado - Sujeito: ' label]);

% =====
% SALVA TUDO
% =====
name = [grupo movim lado '.dt'];
name_xout = [label '_xout.dt'];
name_zout = [label '_zout.dt'];

if movim == 'A'; % ANDAR

out = [t_apoio t_FZ1 FZ1 t_FZ2 FZ2 Tx_FZ1 Tx_FZ2 FZmin FXmax FXmin ImpDes ImpAcel PO] ; % 13 colunas

fid_1 = fopen(name,'at+');
if fid_1 == -1; % checar se arquivos de saida ja existem, se nao existirem, cria o arquivo

```

```

        grup = zeros(5*length(tentativa),13);           %matriz 50 linhas (10 sujeitos*5trys ) e 13 col (13 var)
        suj = str2num(sujeito);
        grup( (5*suj - 4) : (5*(suj+1) - 4) -1 , : ) = out;
        save(name,'grup','-ascii','-tabs')
    else
        grup=load(name);
        suj=str2num(sujeito);
        grup( (5*suj - 4) : (5*(suj+1) - 4) -1 , : ) = out;
        save(name,'grup','-ascii','-tabs')
    end;
    fclose('all');

    save(name_xout,'x_out','-ascii','-tabs')
    save(name_zout,'z_out','-ascii','-tabs')
end;

if movim == 'C';    % CORRER

    out = [t_apoio t_FZ1 FZ1 t_FZ2 FZ2 Tx_FZ1 Tx_FZ2 FXmax FXmin ImpDes ImpAcel PO];    % 12 colunas

    fid_1 = fopen(name,'at+');
    if fid_1 ==-1;                                     % checar se arquivos de saida ja existem, se nao existirem, cria o arquivo
        grup = zeros(5*length(tentativa),12);         %matriz 50linhas (10 sujeitos*5trials ) e 12 col (12 var)
        suj = str2num(sujeito);
        grup( (5*suj - 4) : (5*(suj+1) - 4) - 1 , : ) = out;
        save(name,'grup','-ascii')
    else
        grup=load(name);
        suj=str2num(sujeito);
        grup( (5*suj - 4) : (5*(suj+1) - 4) - 1 , : ) = out;
        save(name,'grup','-ascii')
    end;
    fclose('all');

    save(name_xout,'x_out','-ascii','-tabs')
    save(name_zout,'z_out','-ascii','-tabs')
end;
% =====
% =====

```