

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE ELETRÔNICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

JOSÉ LOURENÇO KUTZKE MORAIS DA SILVA

**ANÁLISE DA CORRELAÇÃO DE MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA PISADA  
RELACIONADA À ATIVAÇÃO NEUROMUSCULAR**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA  
2015

JOSÉ LOURENÇO KUTZKE MORAIS DA SILVA

**ANÁLISE DA CORRELAÇÃO DE MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA PISADA  
RELACIONADA À ATIVAÇÃO NEUROMUSCULAR**

Dissertação de mestrado apresentada ao programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para obtenção do título de “Mestre em Ciências”- Área de Concentração: Engenharia Clínica.

Orientadora: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Leandra Ulbricht.

CURITIBA  
2015

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação  
Elaborada pela Biblioteca Central da UTFPR, Câmpus Curitiba

S586a Silva, José Lourenço Kutzke Moraes da  
2014 Análise da correlação de métodos de avaliação da pisada  
relacionada à ativação neuromuscular / José Lourenço  
Kutzke Moraes da Silva.-- 2015.  
94 f.: il.; 30 cm

Texto em português com resumo em inglês  
Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica  
Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia  
Biomédica, Curitiba, 2015.  
Bibliografia: p. 75-84

1. Baropodometria. 2. Eletromiografia. 3. Pés. 4.  
Postura humana. 5. Engenharia biomédica - Dissertações.  
I. Ulbricht, Leandra. II. Universidade Tecnológica Federal  
do Paraná - Programa de Pós-graduação em Engenharia  
Biomédica. III. Título.

CDD 22 -- 610.28

## AGRADECIMENTOS

Estudar é um vício muito prazeroso e que nos traz grandes desafios e conquistas. Testar nossa capacidade de conhecimento na busca incessante de novos objetivos e melhorias para a sociedade faz com que tudo isso que passamos tenha valido a pena.

Para que este grande momento pessoal e acadêmico tenha chegado, algumas pessoas tiveram grande responsabilidade.

Por primeiro agradeço a Deus e Nossa Senhora do Perpétuo Socorro, que sempre foram fundamentais por minhas graças alcançadas e pelo apoio silencioso, mas intenso, e que sempre esteve presente nos meus sentimentos e na condução das minhas atitudes.

Agradeço imensamente a minha orientadora, Professora Leandra Ulbricht que sempre dispôs do seu tempo para me ensinar, guiar-me na busca de novos caminhos e principalmente levar a palavra mestre na origem de sua concepção, “daquele que de tudo tira-se uma lição”. Muito obrigado Mestre Leandra levarei seus ensinamentos por toda minha vida.

Agradeço a todos os professores que compuseram o programa de Pós-Graduação da UTFPR e que sempre auxiliaram na solução de dúvidas e no engrandecimento científico.

Gostaria de agradecer o Professor João Luiz Vieira da Silva, profissional referência na medicina aplicada ao pé e tornozelo, o qual contribui para o enriquecimento do trabalho, bem como agradeço de todo o coração a Professora Adriana Maria Wan Stadnik que também colaborou para este resultado.

Agradeço aos meus colegas de mestrado Lucas Meghin Beraldo e Regina Macedo que sempre se dispuseram a me ajudar na construção desta pesquisa.

Por fim, deixei a pessoas que estiveram presentes em todos os momentos e que me fizeram ser mais forte para chegar até aqui. Sou eternamente agradecido às mulheres da minha vida, minha mãe Lenita Kutzke e minha noiva Ana Luiza Reichmann.

"Quando sua mente é ampliada por uma ideia nova,  
ela nunca retornará o seu tamanho original."

*Oliver Wendell Holmes*

## RESUMO

SILVA, José Lourenço Kutzke Morais. **Análise da correlação de métodos de avaliação da pisada relacionada à ativação neuromuscular**. 2015. 97 f. Dissertação – Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2015

Os distúrbios do pé e tornozelo são prevalentes na população em geral e uma das principais motivações para consultas de cuidados primários. A prevalência das disfunções da pisada, a avaliação da gravidade da deformidade biomecânica, assim como a avaliação da evolução do tratamento, normalmente são identificadas somente pela análise clínica e radiológica. No entanto, na prática, o diagnóstico realizado somente com este tipo de abordagem, excluindo a avaliação do recrutamento muscular associado às disfunções plantares, parece ser insuficiente para eleger o tratamento mais apropriado, considerando que o funcionamento eficaz do pé, depende também do correto funcionamento do sistema musculoesquelético. Assim, o presente estudo teve como objetivo, identificar o método mais eficaz de análise do arco longitudinal medial (ALM) por meio da baropodometria computadorizada associada a avaliação eletromiográfica de superfície. Foram avaliados 43 indivíduos saudáveis, de ambos os sexos com idade entre 18 e 25 anos, por meio da Baropodometria Computadorizada, sendo adotados quatro métodos de análise do arco longitudinal medial que consistiram no: Índice do Arco Plantar de Chippaux-Smirak, Ângulo de Clarke, avaliação de Cavanagh-Rodgers, e Viladot. Após a avaliação, as classificações supracitadas foram submetidas a correlação de Spearman e Pearson, sendo comparadas com o recrutamento dos músculos Tibial Anterior, Fibular Longo e Gastrocnêmios bilateralmente. Estes valores foram determinados pela análise Eletromiográfica de Superfície (RMS) em unidade de  $\mu\text{v}$ . Foi possível constatar que o recrutamento dos músculos Gastrocnêmios (lateral e medial) apresentaram baixa correlação com todos os métodos testados. Já os músculos Fibular Longo (0,308) e Tibial Anterior (-0,308) apresentaram somente baixa correlação com o método de análise de Clarke. Portanto, com estes valores apresentados é possível afirmar que o método de Clarke é pouco confiável para a análise do arco longitudinal medial, como também os músculos Gastrocnêmios são pouco atuantes na formação deste. Já a classificação de Chippaux-Smirak e Viladot são mais indicadas para avaliação do ALM, sendo que a primeira se destaca em relação a segunda, pois os valores para o Tibial Anterior ( $53,9 \pm 9,6$ ) e Fibular Longo ( $48,5 \pm 4,9$ ) foram mais equivalentes quando avaliado o parâmetro de normalidade para a classificação do arco longitudinal medial. Portanto constatou-se que o método de Chippaux-Smirak foi a classificação mais eficaz a ser adotada na análise baropodométrica computadorizada para classificação do ALM.

**Palavras-Chaves:** baropodometria, eletromiografia, estabilometria, pé, postura, avaliação biomecânica.

## ABSTRACT

SILVA, José Lourenço Kutzke Morais. **Analysis of correlation methods to assess trampled related to neuromuscular activation**. 2015. 97 f. Dissertação – Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2015

The foot and ankle disorders are prevalent in the general population and one of the main reasons for primary care consultations. The prevalence of disorders of treading, assessing the severity of the biomechanical deformity, as well as evaluating the progress of treatment, are usually identified only by clinical and radiological analysis. However, in practice, the diagnosis made only with this approach, excluding the evaluation of the plantar muscle recruitment associated with dysfunctions seem to be sufficient to choose the most appropriate treatment, whereas the effective functioning of the foot, also depends on the correct functioning the musculoskeletal system. Thus, this study aimed to identify the most effective method of analysis of the medial longitudinal arch through baropodometry associated with electromyographic evaluation surface. We studied 43 healthy subjects of both sexes aged between 18 and 25, through baropodometry, being adopted four analysis methods of the medial longitudinal arch consisted of: Arch Index Plantar Chippaux-Smirak, Clarke angle , evaluation Cavanagh-Rodgers, and Viladot. After the evaluation, the above ratings were subjected to Pearson correlation Spearman and being compared with the recruitment of the anterior tibialis muscles, peroneus longus and gastrocnemius bilaterally. These values were determined by Surface electromyographic analysis (rms) in microvolts unit. It was found that the recruitment of the gastrocnemius muscles (medial and lateral) had low correlation with all methods. Have the peroneus longus muscles (0.308) and anterior tibialis (-0.308) showed only low correlation with Clarke analysis method. So with these figures presented it is clear that the Clarke method is unreliable for the analysis of the medial longitudinal arch, as well as the gastrocnemius muscles are not very active in the formation of this. Already Chippaux-Smirak and Viladot classification are more suitable for evaluation of ALM, the first of which stands out from the second, as the values for the anterior tibialis ( $53.9 \pm 9.6$ ) and peroneus longus ( $48, 5 \pm 4.9$ ) were more similar when evaluated the normal parameters for the classification of the medial longitudinal arch. Therefore it was found that the Chippaux-Smirak method was the most effective classification to be adopted computed baropodometric analysis for classification of ALM.

**Key Words:** baropodometry, electromyography, stabilometry, foot, posture, biomechanics assessment.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Representação do complexo do pé e tornozelo em vista posterior.....	14
Figura 2–Representação do arco longitudinal medial. ....	15
Figura 3–Entendimento esquemático no plano sagital mostrando os principais estabilizadores do arco plantar longitudinal medial. ....	16
Figura 4 - Imagem representativa dos três tipos de pisada com seus respectivos modelos de pisada. ....	17
Figura 5 - Registro da impressão plantar com o método da Plantigrafia (CISNEROS; FONSECA; ABREU, 2010).....	19
Figura 6–Formato de aferição da pisada pela Plantigrafia. ....	19
Figura 7– Ilustração do esquema para podoscopia e cálculo do índice de arco. ....	20
Figura 8 - Medição do ALM utilizando o raio-x. ....	21
Figura 9 - Avaliação do complexo do tornozelo e pé pelo método da Fotogrametria. ....	22
Figura 10–Avaliação Goniométrica do posicionamento do calcâneo. ....	22
Figura 11–Baropodometria com aplicação de segmentação anatômica. ....	25
Figura 12 - Representação esquemática da detecção e da decomposição do sinal eletromiográfico intramuscular. ....	31
Figura 13 - Gráfico do sinal EMG bruto e RMS. ....	32
Figura 14 - Pontos anatômicos para colocação do eletrodo de referência.....	33
Figura 15 - Fluxograma de seleção dos participantes.....	37
Figura 16 - Quadro de especificações mecânicas do equipamento de análise Baropodométrica Footwork Pro.....	39
Figura 17 - Quadro de especificações eletrônicas do equipamento de análise Baropodométrica Foot Work Pro.....	39
Figura 18 – Posição ilustrativa da avaliação Baropodométrica, Estabilométrica e Eletromiográfica. (A) vista posterior; (B) vista anterior. ....	40
Figura 19 – Mensuração da largura da base de sustentação. ....	41
Figura 20 -Método Chippaux-Smirak para avaliação do ALM. ....	42
Figura 21 - Método Clarke para avaliação do ALM. ....	43
Figura 22 -Método Cavanagh-Rodgers para avaliação do ALM.....	44
Figura 23 - Método Viladot para avaliação do ALM.....	44
Figura 24 - gráficos correspondentes a análise estabilométrica.....	45
Figura 25 – Mapa corporal de posicionamento dos eletrodos em vista anterior.....	47

Figura 26 - Mapa corporal de posicionamento dos eletrodos vista posterior. Posição anatômica humana em vista dorsal. As setas à esquerda a imagem indicam músculos profundos com seus respectivos eletrodos à direita são apontados os músculos superficiais e seus eletrodos. ....	48
Figura 27- Distribuição segundo a classificação padronizada de ALM para mulheres. ....	52
Figura 28 - Distribuição segundo a classificação padronizada de ALM para homens ....	53
Figura 29 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica do músculo Tibial Anterior bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise (CS).....	56
Figura 30 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica do músculo Fibular Longo bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise (CS). ...	56
Figura 31 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica dos músculos Gastrocnêmios bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise (CS). .	56
Figura 32 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica do músculo Tibial Anterior bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise Clarke.....	58
Figura 33 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica do músculo Fibular Longo bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise Clarke. .	58
Figura 34 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica dos músculos Gastrocnêmios bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise Clarke. ....	58
Figura 35 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica do músculo Tibial Anterior bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise (CR). ....	59
Figura 36 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica do músculo Fibular Longo bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise (CR). ....	60
Figura 37 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica dos músculos Gastrocnêmios bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise (CR). .	60
Figura 38 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica do músculo Tibial Anterior bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise Viladot. ....	61
Figura 39 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica do músculo Fibular Longo bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise Viladot. .	62
Figura 40 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica dos músculos gastrocnêmios bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise Viladot. ....	62



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Dados antropométricos, tempo de permanência em pé, ângulos de posicionamento dos membros inferiores e a distância entre os pés. ....	50
Tabela 2 - Dominância e classificação do ALM.....	51
Tabela 3 - Classificação padronizada do ALM. ....	52
Tabela 4 - Comparação das classificações padronizadas de ALM através do índice de Kappa.....	54
Tabela 5 - Correlação entre os valores brutos de cada método de análise do ALM, (valores de normalidade adotados como referência) com os valores da EMG. ....	55
Tabela 6 - Valores do recrutamento muscular apresentados na EMG ( $\mu\text{v}$ ) comparados com os tipos do ALM pela Classificação simplificada de Chipaux-Smirak apontados pela Baropodometria Computadorizada. ....	55
Tabela 7 - Valores do recrutamento muscular apresentados na EMG ( $\mu\text{v}$ ) comparados com os tipos do ALM pela Classificação simplificada de Clarke apontados pela Baropodometria Computadorizada. ....	57
Tabela 8 - Valores do recrutamento muscular apresentados na EMG ( $\mu\text{v}$ ) comparados com os tipos do ALM pela Classificação simplificada de Cavanagh-Rodgers apontados pela Baropodometria Computadorizada.....	59
Tabela 9- Valores do recrutamento muscular apresentados na EMG ( $\mu\text{v}$ ) comparados com os tipos do ALM pela Classificação simplificada de Viladot apontados pela Baropodometria Computadorizada. ....	61
Tabela 10 - Correlação entre os valores estabilométricos (valores de oscilação apontados na análise do plano sagital, coronal) com a distância entre os pés durante a realização da avaliação. ....	92
Tabela 11 - Correlação entre os valores estabilométricos (oscilação do centro de gravidade dos membros inferiores no plano sagital, coronal e área) com os valores eletromiográficos de recrutamento dos músculos: Tibial Anterior, Fibular Longo e Gastrocnêmios dos membros inferiores dominantes e não dominantes. ....	94

## LISTA DE SIGLAS

ALM	Arco Longitudinal Medial
Ângulo A	Ângulo da Impressão ou Ângulo Alfa
ANOVA	Análise de Variância
AP	Aumento na oscilação do plano sagital
COP	Centros de Pressão
CPP	Centro de Pressão dos Pés
CR	Cavanagh e Rodgers
CS	Chippaux-Smirak
CSI	Índice do Arco Plantar de Chippaux-Smirak
DPP	Distribuição de Pressão Plantar
EMG	Eletromiografia de superfície
ISPGR	Sociedade Internacional para a Postura e Marcha
MUAP	Motor Unit Action Potencial
PC	Ponto no Calcâneo
PC'	Centro do Calcâneo
PM	Ponto Mais Saliente dos Metatarsos
PM'	Segundo Dedo
RMS	Raiz Quadrada da Média
SNC	Sistema Nervoso Central
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TP	Tibial Posterior
UM	Unidade Motora

## SUMÁRIO

<b>Introdução.....</b>	<b>9</b>
1.1 Justificativa.....	10
1.2 hipótese.....	11
1.3 Objetivos .....	11
1.3.1 Objetivo Geral.....	11
1.3.2 Objetivos Específicos .....	12
<b>Revisão de Literatura.....</b>	<b>13</b>
1.4 Complexo do Pé e Tornozelo.....	13
1.5 Tipos de Pés e Arcos Plantares .....	15
1.6 Métodos de Análise da Pisada.....	18
1.7 Análise Baropodométrica do Apoio Plantar.....	23
1.8 Análise Estabilométrica Estática .....	27
1.9 Análise Eletromiográfica dos Músculos da Pisada.....	31
<b>Métodos e Procedimentos.....</b>	<b>36</b>
1.10 Tipo de Estudo.....	36
1.11 Amostra.....	36
1.12 Procedimentos .....	37
1.13 INSTRUMENTOS DE AVALIAÇÃO UTILIZADOS EM CADA ETAPA .....	38
1.13.1 Etapa (A) - Avaliação Baropodométrica .....	38
1.13.2 Etapa (B) - Avaliação Estabilométrica .....	44
1.13.3 Etapa (C) - Avaliação Eletromiográfica.....	45
1.14 Tratamento dos Dados.....	48
<b>RESULTADOS.....</b>	<b>50</b>
1.15 ANÁLISE DESCRITIVA DA AMOSTRA.....	50
1.16 ANÁLISE DO ARCO LONGITUDINAL MEDIAL (ALM) NA AVALIAÇÃO DA BAROPODOMETRIA COMPUTADORIZADA .....	50

1.17	CORRELAÇÃO DOS TIPOS DE ARCO LONGITUDINAL MEDIAL COM BASE NOS VALORES DE NORMALIDADE COM A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA.....	54
1.18	COMPARAÇÃO DO MÉTODO DE CLASSIFICAÇÃO CHIPPAUX-SMIRAK COM A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA .....	55
1.19	COMPARAÇÃO DO MÉTODO DE CLASSIFICAÇÃO DE CLARKE COM A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA .....	57
1.20	COMPARAÇÃO DO MÉTODO DE CLASSIFICAÇÃO DE CAVANAGH-RODGERS COM A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA .....	59
1.21	COMPARAÇÃO DO MÉTODO DE CLASSIFICAÇÃO DE VILADOT COM A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA .....	61
	<b>DISCUSSÃO .....</b>	<b>64</b>
	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>73</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>75</b>
	<b>APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) .....</b>	<b>85</b>
	<b>APÊNDICE B - Questionário de anamnese para pesquisa.....</b>	<b>90</b>
	<b>APÊNDICE C - Comparação dos valores estabilométricos com a distância entre os pés .....</b>	<b>92</b>
	<b>APÊNDICE D - Correlação dos valores estabilométricos com a atividade eletromiográfica dos músculos do complexo tornozelo e pé .....</b>	<b>93</b>

## INTRODUÇÃO

Os distúrbios mioneuroarticulares são anormalidades que surgem em decorrência da necessidade de adaptação, provocadas por disfunções orgânicas de forma voluntária ou involuntária (CASONATO; POSER, 2005; SARVAZYAN et al., 2014). Desta maneira, o pé é considerado um traço de união entre um desequilíbrio de origem alta e o solo, que se adaptará sempre para neutralizar o apoio, podendo ser considerado o tampão terminal do sistema postural, nas alterações posturais descendentes, ou o inicial, nas alterações posturais ascendentes (BRICOT, 2011). Distúrbios do pé e tornozelo são prevalentes na população em geral e uma das principais motivações para consultas de cuidados primários (MAGEE, 2010; PAPALIODIS et al., 2014).

A prevalência das disfunções biomecânicas da pisada, na avaliação da gravidade da deformidade assim como na avaliação da evolução do tratamento, normalmente são identificadas somente pela análise clínica e radiológica (RAO et al., 2012), sendo que esta expõe o paciente à radiação e proporciona na sua grande maioria apenas achados patológicos. No entanto, na prática clínica, somente com este tipo de abordagem, excluindo a avaliação do recrutamento muscular associado às disfunções plantares, demonstram ser insuficientes para eleger o tratamento mais apropriado, considerando que o funcionamento eficaz do pé, depende também do correto funcionamento do sistema musculoesquelético (ROSÁRIO, 2013).

Uma das abordagens funcionais de análise da pisada é a Baropodometria Computadorizada, que objetiva avaliar os distúrbios da pressão e distribuição plantar, é um dos recursos tecnológicos utilizados para a avaliação postural, geralmente combinada à Estabilometria que verifica a oscilação do centro de gravidade dos membros inferiores e tronco em relação ao solo (SCOPPA et al., 2013). Estas tecnologias vêm sendo consideradas como ferramentas fidedignas para a escolha adequada do tratamento (CHEN et al., 2010).

Outro recurso tecnológico que pode ser adotado na avaliação da pisada é a eletromiografia de superfície (EMG), que identifica a atividade elétrica muscular e fornece informações importantes sobre o recrutamento durante esta atividade funcional (MOON et al., 2013). Entretanto, observa-se que estes equipamentos tecnológicos ainda são utilizados de forma isolada na avaliação e identificação das disfunções da pisada (ROSÁRIO, 2013).

Portanto, o presente estudo teve como objetivo Identificar o método mais eficaz de análise do arco longitudinal medial por meio da baropodometria computadorizada associada à avaliação eletromiográfica, preenchendo assim a lacuna deixada pela avaliação clínica convencional.

## 1.1 JUSTIFICATIVA

As diferenças na estrutura do pé são postuladas para serem associadas às alterações na função durante a postura estática ou dinâmica da pisada (MELVIN et al., 2014). A população em geral é representada por cerca de 80% de detentores de patologias do pé de origem biomecânica e geralmente associadas com o tipo de distribuição de carga plantar (MAGEE, 2010; HILLSTROM et al., 2013).

Para evitar lesões ou mesmo tratar estas patologias existem métodos tecnológicos de avaliação como a Baropodometria Computadorizada que consiste em uma técnica posturográfica de registro quantitativo (HILLSTROM et al., 2013), utilizada para a construção do diagnóstico e avaliação da pressão plantar por  $\text{kg/cm}^2$  geralmente combinada a Estabilometria que segundo Pasini Neto e colaboradores (2012), esta avaliação conjunta consiste em um recurso diagnóstico à disposição dos fisioterapeutas e médicos de que não se pode prescindir.

Entretanto estes métodos são pouco utilizados pelos profissionais habilitados para avaliação de seus pacientes, por apresentarem maior custo no comparativo com recursos empíricos e sem abordagem funcional, além de serem pouco conhecidas na prática acadêmica. Isto vai contra o pensamento de Gravel e Lamarche (1992) que apontam que com o desenvolvimento global, deve-se ampliar o intercâmbio de conhecimento científico e tecnológico em saúde, bem como o de informação, ideias, valores, práticas e interesses. O que pode demandar mudanças de paradigmas e de comportamentos dos atores, no caso os responsáveis por realizar a avaliação do conjunto biomecânico envolvido no arco longitudinal medial e na oscilação do centro de gravidade.

Outra ferramenta que pode ser útil para a construção do diagnóstico das disfunções da pisada é a Eletromiografia de Superfície, sendo que esta avaliação pode ser essencial para assegurar a validade e confiabilidade na mensuração nas avaliações para a prática clínica e fisioterapêutica com base no registro de sinais

elétricos gerados pelas células musculares (KASMER et al., 2014), ao contrário da avaliação clínica habitualmente realizada, composta basicamente pela inspeção postural e da radiografia dos pés (ROSÁRIO, 2013).

Além de gerar a avaliação, os dispositivos eletrônicos podem monitorar o corpo, realimentando o indivíduo sobre a posição corporal, permitindo o aprendizado ou reaprendizado do controle corporal, funcionando como uma ferramenta de *biofeedback* (HALICKÁ et al., 2014).

Portanto, o presente estudo torna-se relevante na tentativa de caracterizar a melhor forma de avaliação ou combinação delas para a análise da pisada, gerando benefícios à população na prevenção de disfunções provocadas pela prática biomecânica incorreta, bem como expor para o meio acadêmico as diferentes possibilidades que podem ser aplicadas junto aos pacientes na prevenção e construção de tratamento de patologias osteomioarticulares.

## 1.2 HIPÓTESE

Existe correlação do tipo de arco longitudinal medial e a oscilação do centro de gravidade dos membros inferiores com o recrutamento dos músculos participantes na pisada apontados pela Eletromiografia de superfície.

## 1.3 OBJETIVOS

### 1.3.1 Objetivo Geral

Comparar os métodos classificatórios do arco longitudinal medial com a atividade eletromiográfica dos músculos Gastrocnêmios, Tibial Anterior e Fibular Longo participantes na pisada.

### 1.3.2 Objetivos Específicos

- Identificar a prevalência dos índices classificatórios de ALM em cavo, normal e plano segundo os métodos Chippaux-Smirak, Clarke, Cavanagh-Rodgers e Viladot;
- Correlacionar os tipos de ALM cavo, normal e plano com a atividade eletromiográfica dos músculos participantes na pisada;
- Comparar a característica de classificação do ALM nos sexos masculino e feminino;
- Analisar a influência da Estabilometria na formação do ALM

## REVISÃO DE LITERATURA

### 1.4 COMPLEXO DO PÉ E TORNOZELO

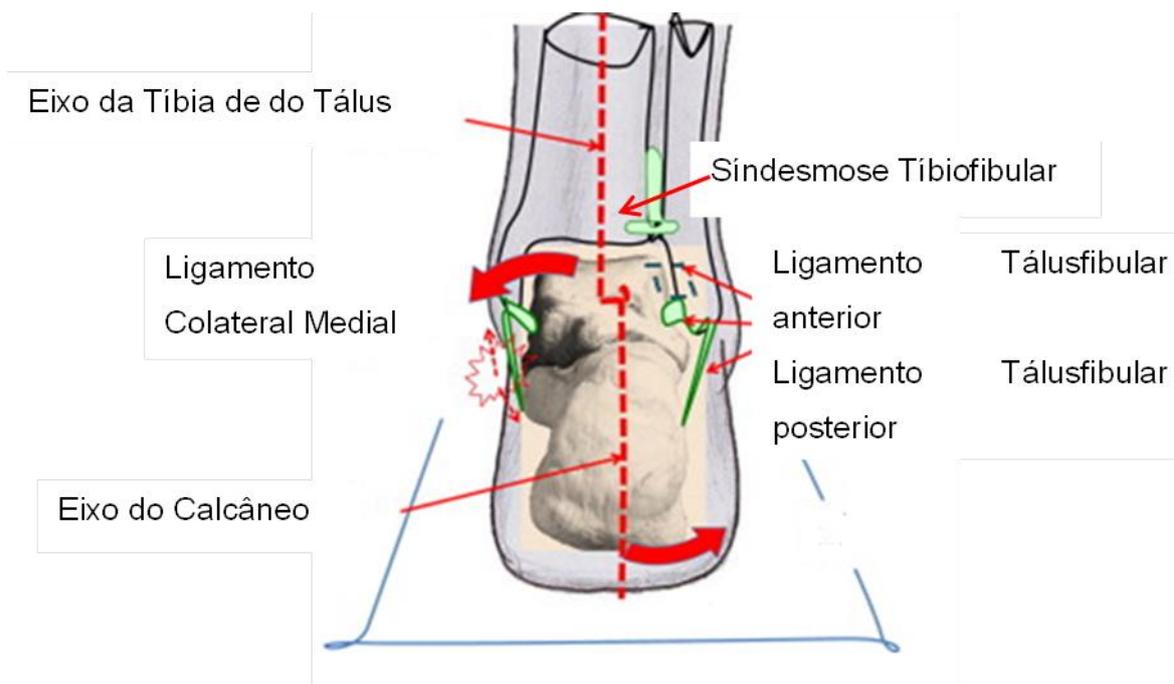
O complexo osteomioarticular composto pelo tornozelo e pé é uma estrutura de extrema complexidade, caracterizada por suas múltiplas variações anatômicas. Ele é capaz de apoiar, orientar e impulsionar o peso do corpo, muitas vezes multiplicado e às vezes um fator de condições dinâmicas repetitivas (MAESTRO; FERRÉ, 2014).

A estrutura é composta por arcos longitudinais e transversais, escalonados para trás e para frente, podendo até proporcionar movimentos de torção helicoidal (MAESTRO; FERRÉ, 2014).

O arcabouço do pé e tornozelo é mantido por várias interconexões ligamentares, fasciais e musculares que fornecem uma pré-carga de sustentação. Ao total são 30 articulações e 28 músculos (intrínsecos e extrínsecos) que permitem uma adaptação e deformabilidade quase instantâneas, além de braços de alavanca necessários para impulsionar o corpo (DAWE; DAVIS, 2011).

Portanto o tornozelo e o pé devem ser flexíveis, móveis, fortes e estáveis, proporcionando assim uma distribuição plantar homogênea associada à estabilidade e o alinhamento de membros inferiores, sendo estes os três pré-requisitos mínimos que permitem a bipedestação e deambulação (CHEN et al., 2010).

O pé e tornozelo em condições estáticas devem apresentar alguns comportamentos específicos para seu bom funcionamento. O seu segmento posterior, denominado retropé, deve estar alinhado com a perna, pelo fato de ambas as articulações (taluscrural e sub-talar) serem sobrepostas e produzirem um estável alinhamento deste complexo. Entretanto existe geralmente uma ligeira inclinação medial ao calcâneo que funciona como suporte ao Tálus, criando assim uma tendência ao calcâneo valgo (Figura 1) (CHEN et al., 2010; MAESTRO; FERRÉ, 2014).



**Figura 1 - Representação do complexo do pé e tornozelo em vista posterior.**  
**Fonte: MAESTRO e FERRÉ (2014). Modificado pelo autor.**

O ligamento colateral medial ou ligamento deltóide envia camadas mais fibrosas junto ao Tálus, sendo formado pelos seguintes feixes: tibiotalar anterior e posterior; tibiocalcâneo; e tibionavicular, que juntos formam este forte complexo passivo de estabilização (MAESTRO; FERRÉ, 2014).

O elemento ativo de reequilíbrio é representado principalmente pelo músculo tibial posterior. Este sistema potencialmente desequilibrado é muito sensível a alterações posturais e lesões que devem receber reabilitação adequada (CHEN et al., 2010; MAESTRO; FERRÉ, 2014).

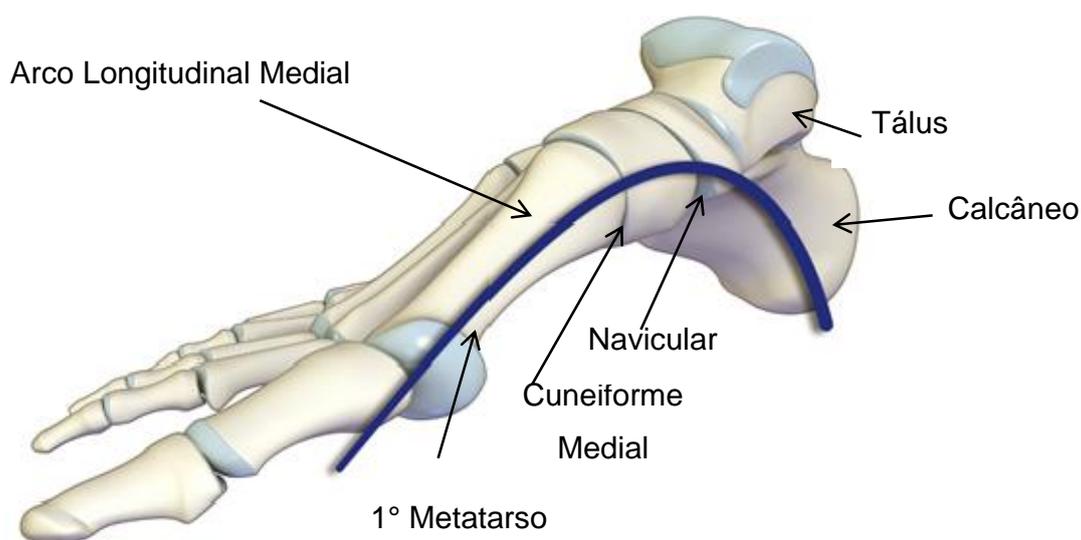
De fato a saliência do calcâneo serve como uma porta valgizante do arcabouço do pé e tornozelo, e quando acentuado o valgo, este agrava a instabilidade, aumentando o desequilíbrio (ARNOLD et al., 2011).

Estas alterações prejudicam o comportamento biomecânico das estruturas articulares integradoras deste sistema, como a distensão capsular, o estresse ligamentar por uso excessivo e, finalmente, evoluindo para a deformação articular (TOMASSONI et al., 2014). Isto é especialmente evidente na patologia do pé plano (queda do ALM).

No tratamento mais específico destas disfunções, é proposta a correção do desequilíbrio musculoesquelético na tentativa da manutenção do alinhamento adequado (MAESTRO; FERRÉ, 2014; TU, 2014).

### 1.5 TIPOS DE PÉS E ARCOS PLANTARES

O pé é composto por um desenho arquitetônico de cinco arcos plantares que realizam a sustentação plantar bem como a distribuição do peso corporal de forma equilibrada. Os arcos participantes deste complexo são os ALM (Figura 2) analisado no presente estudo, longitudinal lateral, transverso anterior, transverso médio e transverso posterior (FUKANO; FUKUBAYASHI, 2012).



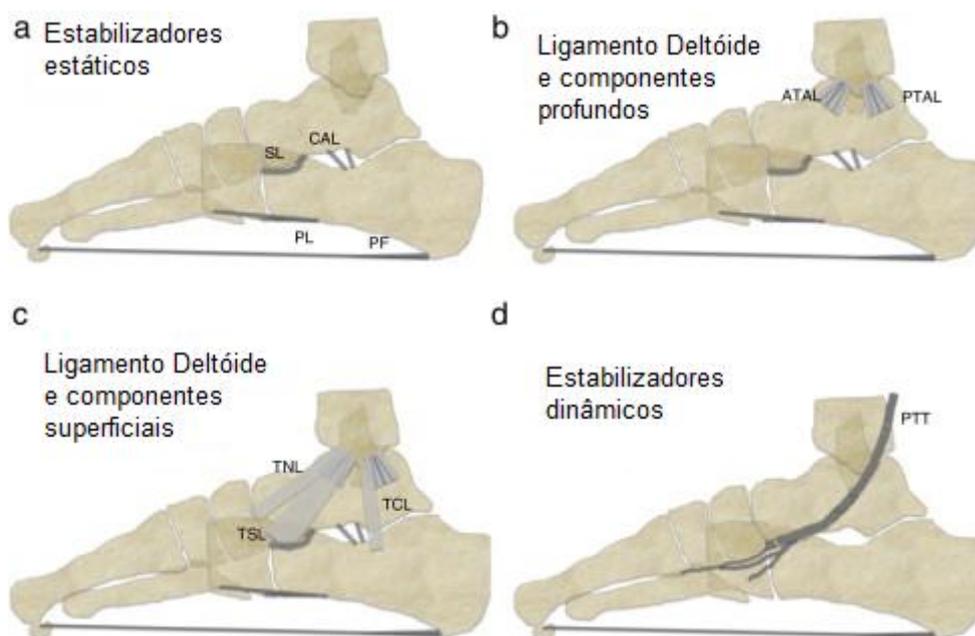
**Figura 2—Representação do arco longitudinal medial.**

**Estruturas ósseas que compõem o ALM da esquerda para direita: 1º metatarso, cuneiforme medial, navicular, tálus e calcâneo.**

**Fonte: (DANTAS, s.d), Modificado pelo autor.**

As diferenças nas estruturas dos pés são postuladas para serem associadas às suas discrepâncias funcionais durante a postura estática ou dinâmica (Figura 3) (MELVIN et al., 2014). Muitas patologias do pé originam-se biomecanicamente pelas alterações de sua arquitetura, sendo o tipo de pé um conceito de avaliação que visa simplificar as complexidades anatômicas do pé humano (TOMASSONI et al., 2014).

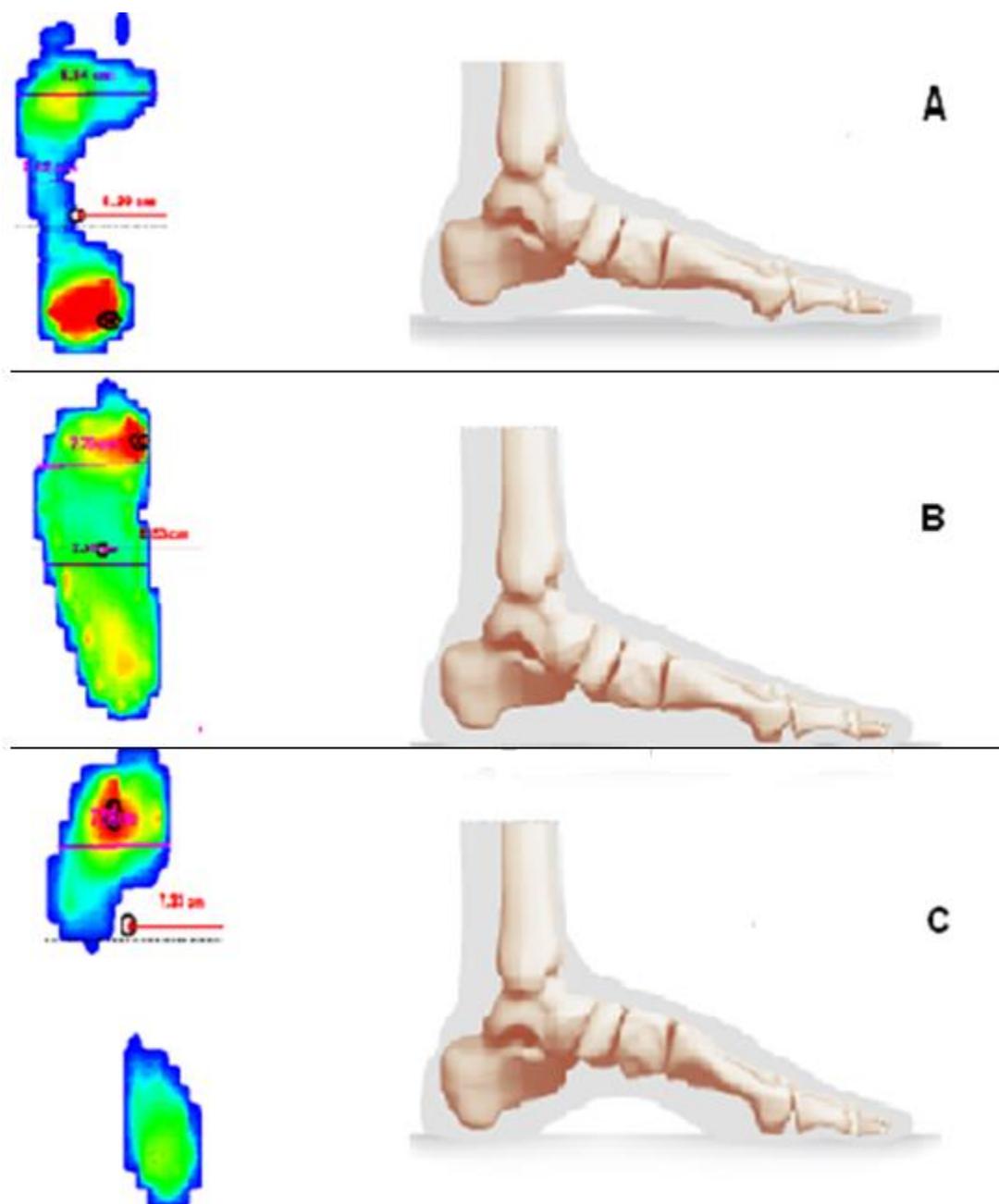
A classificação do tipo de pé é categorizada por: pés planos (ALM rebaixado, com um retropé valgo e/ou varo do antepé) (Figura 4b); normal (retropé e antepé bem alinhados) (Figura 4a); e cavo (ALM elevado com um retropé varo e / ou valgo do antepé) (Figura 4c) (APOSTLE; SANGEORZAN, 2012; HIDALGO et al., 2012; WATANABE et al., 2013).



**Figura 3**–Entendimento esquemático no plano sagital mostrando os principais estabilizadores do arco plantar longitudinal medial.

(A) estabilizadores estáticos. PF: fásia plantar; CAL: ligamento calcâneo ligamento; PL: ligamentos plantares (curto e longo sobrepostos); SL: ligamento primavera ou cubóide-talar; (B) componentes profundos do ligamento deltóide-ATAL: ligamento cruzado anterior tibio-talar; PTAL: posterior ligamento tibio-talar; (C) componentes da superfície do ligamento deltóide: TCL: ligamento tibio-calcâneo; TNL: ligamento tibio-navicular; TSL: ligamento tibio-calcâneo-navicular, e (d) estabilizador dinâmico: PTT: tendão do tibial posterior.

Fonte: HIDALGO, et al. (2014).



**Figura 4 - Imagem representativa dos três tipos de pisada com seus respectivos modelos de pisada.**

**(A) ALM normal com pisada e retropé neutros (B) ALM plano pé com pisada pronada e calcâneo valgo, (C) ALM associado ao calcâneo varo e pisada supinada.**

**Fonte: ETHNOS (2014), Modificado pelo autor.**

Os pés planos geralmente apresentam excesso de pronação, causando forças de reação do solo para mover medial durante toda a fase de apoio da marcha (HIDALGO et al., 2012; WATANABE et al., 2013), enquanto os pés cavos geralmente são mais supinados, fazendo o centro de deslocamento de gravidade mover-se lateralmente em boa parte da postura (APOSTLE; SANGEORZAN, 2012).

O desabamento do ALM usualmente está associado com hálux valgo, hálux *limitus* e rígido, além de diversas vezes apresentar uma disfunção do tendão ou do músculo tibial posterior, já que este tem importante participação na sustentação plantar, devido sua inserção em boa parte dos ossos integrantes deste complexo. Além disso, os pés planos são considerados um fator de risco no desenvolvimento de lesões por sobrecarga, enquanto os pés cavos estão associados com os dedos em martelo e garra (HIDALGO et al., 2012; WATANABE et al., 2013; BERTI et al., 2014).

## 1.6 MÉTODOS DE ANÁLISE DA PISADA

Esforços para quantificar a distribuição de pressão plantar (DPP) começaram no final do século XIX. Entretanto progressos significativos no desenvolvimento de sistemas de medição somente foram alcançados entre 1980 e 1990 (RIBEIRO et al., 2006).

São diversas as possibilidades de se quantificar a pressão aplicada durante o caminhar ou a condição estática. Dentre os métodos habitualmente utilizados pode-se citar a Plantigrafia, Podoscopia, Radiografia, Fotogrametria, e Goniometria.

A Plantigrafia é a impressão grafada no papel das superfícies plantares dos pés (CANTALINO; MATTOS, 2008). Para a realização da avaliação da pisada com este método é utilizado o Plantígrafo, que é constituído de duas pranchas retangulares intermediadas por uma lâmina de borracha estruturada na face inferior em quadrados preenchidos por quadrados menores onde é aplicada uma tinta solúvel em água (figura 5). Essa estrutura de borracha permite que a informação qualitativa das pressões (impressão feita com a tinta) seja transformada em valores numéricos (figura 6). Um papel em branco é colocado sob a borracha para que a impressão plantar registre-se ao receber o apoio do pé (CISNEROS et al., 2010).

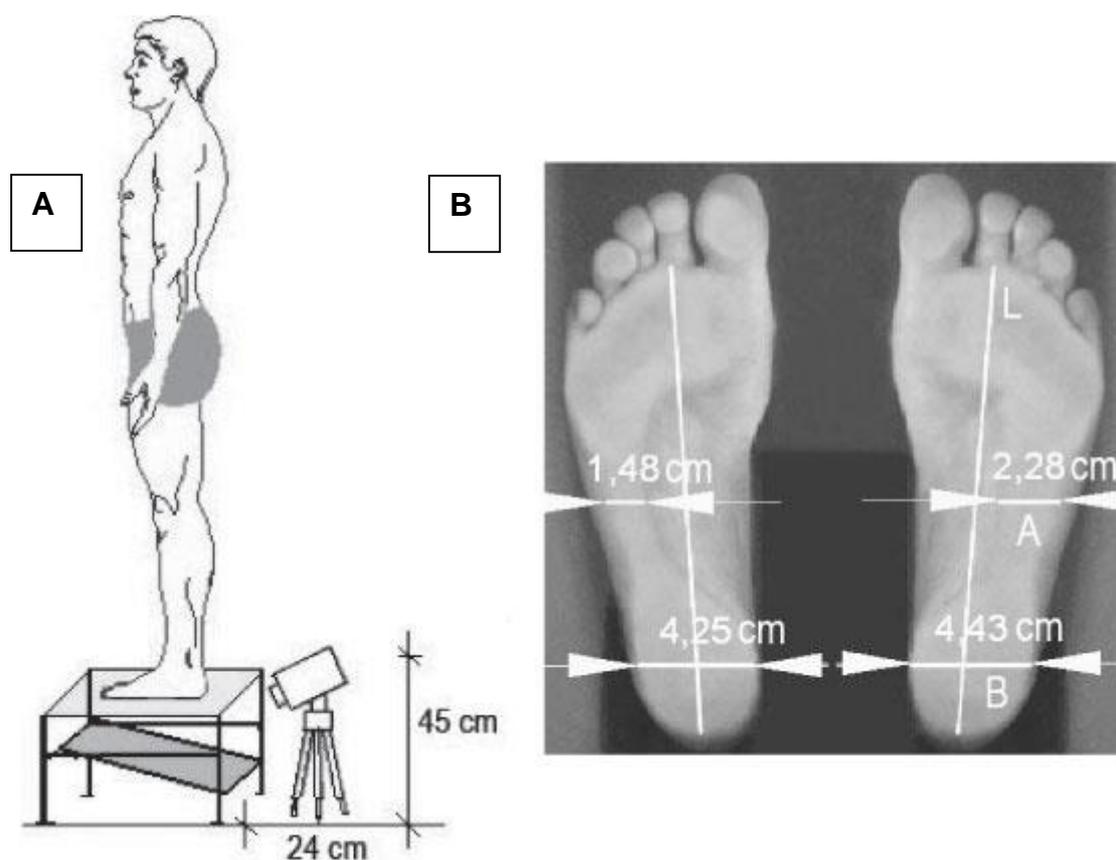


**Figura 5 - Registro da impressão plantar com o método da Plantigrafia (CISNEROS; FONSECA; ABREU, 2010)**

			
Grau I	Grau II	Grau III	Grau IV
0,27 Kg/cm <sup>2</sup>	1,25 Kg/cm <sup>2</sup>	2,6 Kg/cm <sup>2</sup>	4,80 Kg/cm <sup>2</sup>

**Figura 6–Formato de aferição da pisada pela Plantigrafia. Padrão de impressão com valores de pressão correspondente utilizado para aferir de forma qualitativa a pisada pelo método da Plantigrafia (CISNEROS; FONSECA; ABREU, 2010).**

Outro método utilizado é a Podoscopia, que consiste em uma estrutura formada por um par de espelhos que refletem as plantas dos pés, podendo este ser fotografado ou apenas visualizado pelo avaliador. Entretanto este método e a plantigrafia já citada anteriormente são incapazes de aferir de forma direta o comportamento da pressão plantar, apenas visualizar sua área de distribuição (FERNANDES et, 2011).



**Figura 7– Ilustração do esquema para podoscopia e cálculo do índice de arco. (A) podoscopia; (B) e medições para cálculo do índice do arco: reta L= longitudinal; segmento A= istmo do arco plantar; segmento B= largura, na metade da impressão do calcâneo. Fonte: RIBEIRO et al. (2006).**

Para avaliar alguns componentes da pisada como é o caso da formação do arco longitudinal, é por vezes utilizada a radiografia como método de análise. Entretanto artigos contestam sua utilização, afirmando que uma medição do arco por meio do osso navicular depende também da palpação dessa estrutura, já que este estará sempre sujeito a imperfeições; resultado de interpretação incorreta da tuberosidade do osso navicular; e de outros erros comuns em avaliações clínicas, como movimento da pele e flexibilidade dos tecidos (KANATLI et al., 2002; MCCRORY et al., 1997).

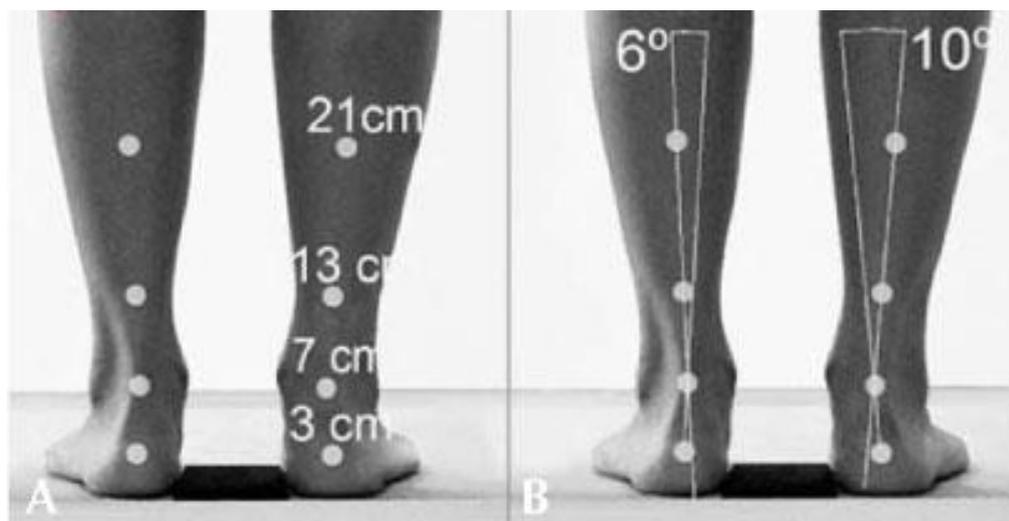
Diversos autores como Kanatli et al. (2001), utilizam ainda a medição do ALM mediante radiografia, associada a mensuração de diversos ângulos dos ossos do pé, entretanto este provou ser um processo lento, trabalhoso e pouco funcional (Figura 8).



**Figura 8 - Medição do ALM utilizando o raio-x.**  
**Fonte: (MCCRORY et al., 1997).**

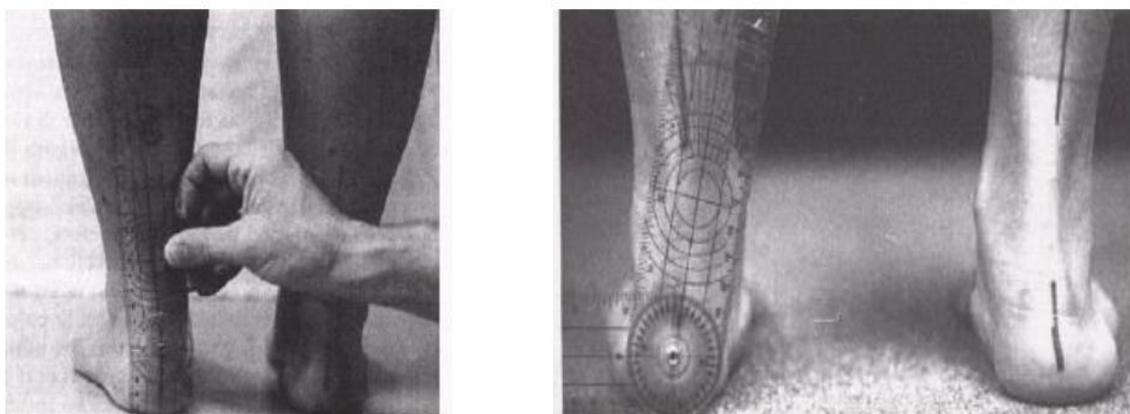
A fotogrametria é um método tecnológico complementar de obtenção de informações sobre objetos físicos e o meio ambiente por meio de processos de gravação, medição e interpretação de imagens fotográficas. A fotogrametria possibilita o registro de mudanças sutis da inter-relação entre partes diferentes do corpo humano difíceis de serem mensuradas ou registradas por outros meios (SACCO et al., 2007).

A utilização da fotogrametria pode facilitar a quantificação das variáveis morfológicas relacionadas à postura, trazendo dados mais confiáveis do que aqueles obtidos pela observação visual. Esse fato é importante tanto para a credibilidade da avaliação clínica quanto para a confiabilidade das pesquisas em reabilitação. Além disso, na fotogrametria existe uma facilitação no processo de arquivamento, com a economia de espaço e também de tempo no acesso aos registros arquivados. Outra vantagem da fotografia digital é a sua possibilidade de conjugação a processos computadorizados de mensuração, tendo como resultado a fotogrametria computadorizada, combinando assim a mensuração de ângulos e distâncias horizontais verticais para finalidades diversas (SANTOS et al., 2011) (Figura 9).



**Figura 9 - Avaliação do complexo do tornozelo e pé pelo método da Fotogrametria. Nesta análise foi demarcado o tendão calcâneo (A) e posteriormente quantificado pelo alinhamento postural do retro pé (B).  
Fonte: (TROMBINI-SOUZA et al., 2009).**

Outro método utilizado largamente na clínica fisioterapêutica e médica é a Goniometria manual, para avaliar a amplitude de movimento e do posicionamento do pé. Seu baixo custo favorece o alto uso, entretanto existe uma baixa confiabilidade no comparativo entre diferentes examinadores. No caso da avaliação do tornozelo e pé este método pode aferir a angulação de valgismo e varismo do calcâneo, já que o comportamento deste complexo articular é determinante também na avaliação da pisada, entretanto incapaz de avaliar aspectos funcionais como distribuição plantar, descarga de massa corporal e recrutamento muscular (SACCO et al., 2007) (Figura 10).



**Figura 10–Avaliação Goniométrica do posicionamento do calcâneo. Neste método classifica-se o posicionamento de neutralidade, valgismo ou varismo do complexo pé e tornozelo.  
Fonte: (DONATELLI; MADEIRA, 2001).**

## 1.7 ANÁLISE BAROPODOMÉTRICA DO APOIO PLANTAR

A avaliação por meio da Baropodometria Computadorizada tem como princípio mapear a pressão da superfície plantar, o que, diretamente, indica alterações das disfunções da pisada e indiretamente aponta alterações posturais ascendentes (BELLIZZI et al., 2011; KAERCHER et al., 2011). Ao pisar sobre a plataforma baropodométrica, esta gera imagens no software de análise, o qual divide os pés direito e esquerdo e subdividindo-o ainda em antepé e retropé. Isto permite a determinação da percentagem do peso suportado por cada parte dos pés e a relação de simetria entre eles. Além disso, também pode-se calcular o índice do arco, classificando o tipo de pé: normal; cavo; ou plano (MENEZES et al., 2012).

Portanto, esse método é importante para compreender a adoção de uma posição ortostática disfuncional que pode resultar em uma adaptação postural incorreta, secundária a certas doenças que afetam ou que podem ser afetadas pela postura (BRICOT, 2011; KAERCHER et al., 2011).

Os equipamentos de Baropodometria disponíveis atualmente no mercado para uma avaliação da pressão plantar podem ser divididos em três tipos diferentes: plataformas, que medem a pressão entre o pé e o solo (MENZ; MORRIS, 2006; ZAMMIT et al., 2010); palmilhas, que medem a pressão entre o pé e o calçado (ROBAIN et al., 2006); e uma pista de marcha, a qual funciona como uma versão mais longa da plataforma e é mais adequada para o estudo da marcha.

A plataforma básica, correspondente à primeira descrita acima, que foi utilizada neste estudo, consiste em sensores de apoio colocados sobre uma superfície rígida e conectado através de um cabo USB para o computador gerenciado por um software apropriado (ROSÁRIO, 2013).

Para captação dos dados existem dois tipos de sensores de pressão utilizados nos dispositivos plantares baropodométricos, os resistivos e os capacitivos. No caso dos modelos de sensores resistivos existe uma distinção entre os tipos, os quais diferem quanto a modulação do fluxo de corrente elétrica, quando exposto a pressão sobre sua superfície (FADDA, 2010; MARIANI et al., 2013).

O mecanismo físico nos sensores resistivos mais comuns é o de resistência de contato. Em que ocorrem as deformações de pequena escala, devido a um

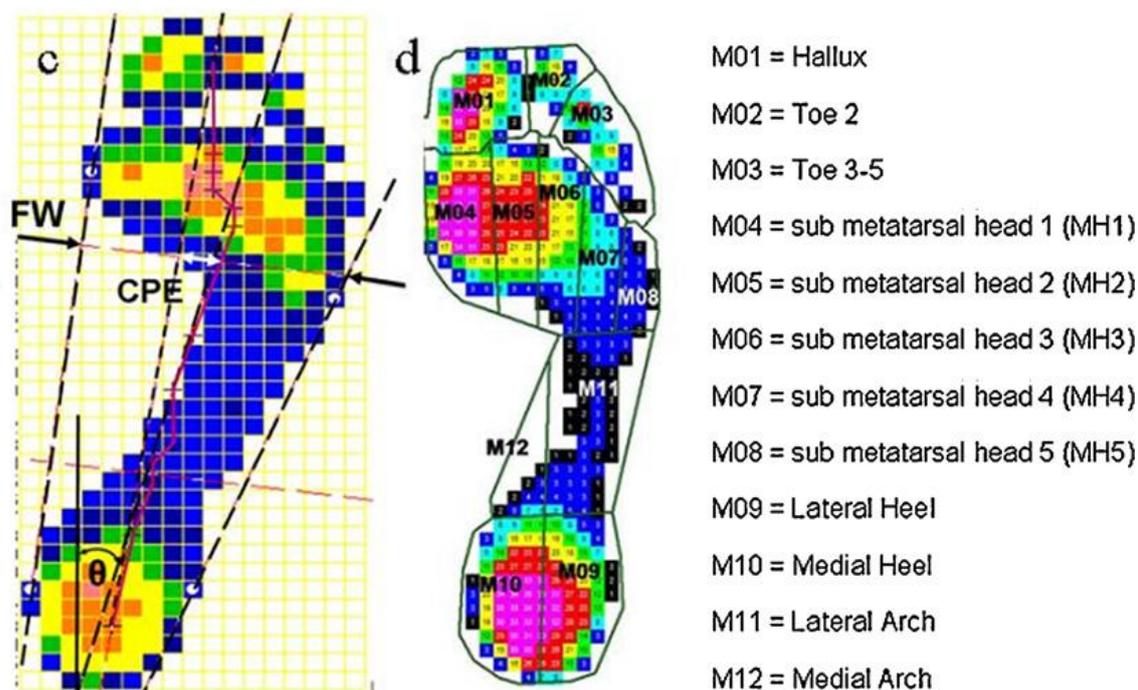
aumento de pressão sobre a superfície do sensor, provocando assim um aumento da condutividade eléctrica (FADDA, 2010; MARIANI et al., 2013). Outro tipo de sensor de resistência não é baseado no efeito de superfície, mas sobre um efeito de volume. As partículas condutoras permanecem dispersas numa matriz de polímero e os resultados de deformação elástica geram um aumento do volume de condutibilidade. O efeito de baixa impedância do sensor também torna mais fácil a obtenção fidedigna do ruído das medições (FADDA, 2010; MARIANI et al., 2013).

Já os sensores capacitivos usuais baseiam-se na variação de espessura de um material elástico. Uma vez que a capacitância depende do inverso da espessura, sendo que o aumento da pressão gera uma elevação proporcional e linear de capacitância. A medição de capacitância rápida não é tão fácil como a resistência. Além disso, como resultado da alta impedância de capacitores pequenos, é mais fácil de produzir problemas de ruído e interferência com este tipo de sensor (FADDA, 2010).

No entanto, o desempenho de um baropodômetro não é apenas determinado pelo tipo de sensor. É o resultado de muitos fatores, tais como montagem mecânica, matriz de varredura eletrônica e transferência de dados de protocolo (FADDA, 2010; MELVIN et al., 2014).

A partir de todo o comportamento de captação dos estímulos pressóricos podais, o software instalado no computador gera uma imagem formada por uma gama de cores termográficas, a qual varia em função da diferença de pressão.

O baropodômetro mostra o centro de gravidade, assim como uma placa de força. Ao analisar a pressão estática, as áreas que normalmente recebem a maior pressão (coloridas em vermelho), devem ser representadas pelo ponto do retropé (calcâneo) e a cabeça do 1º e 5º metatarsos. A alta pressão nas extremidades plantares com uma superfície reduzida de suporte no mediopé caracteriza-se como um pé cavo. Já a pressão plantar difusa com o mediopé com grande área de pressão equivale a um pé plano (DEEPASHINI et al., 2014) (figura 11).



**Figura 11–Baropodometria com aplicação de segmentação anatômica.**

Nesta figura é possível identificar uma máscara de doze segmentos, utilizando o software Novel, para permitir cálculos automatizados de pico de pressão em cada região plantar anatômica.

Fonte: (DEEPASHINI, 2014).

No momento ainda há uma baixa produtividade científica com relação à análise baropodométrica, no entanto existem possibilidades sobre a correlação da utilização do equipamento para compreender a biomecânica, o comportamento postural e as disfunções dos pés (RIBEIRO et al., 2006).

A maioria dessas possibilidades quanto à utilização do equipamento, é aplicada à neurologia e áreas de ortopedia, embora possam ser correlacionadas com outras áreas também. Por exemplo, Menezes et al. (2012) analisaram os tipos de pisada dinâmica em sujeitos hemiparéticos posicionados em bipedestação. Kaercher et al. (2011) conduziram um estudo transversal da associação entre a pressão plantar e dor pélvica crônica. Valentini et al. (2011) estudaram a reprodutibilidade e a variabilidade dos parâmetros da marcha baropodométricas em indivíduos saudáveis e em pacientes com AVC. Rubira et al. (2010) compararam a eficiência da estabilometria e baropodometria na avaliação do equilíbrio em pacientes com distúrbios vestibulares, obtendo resultados positivos semelhantes para ambas as análises. Há também aplicações para a prevenção de lesões em atletas, principalmente em esportes que envolvem execução (MANTINI et al., 2012). Portanto percebe-se que o exame de Baropodometria Computadorizada é uma

avaliação bastante versátil na análise da pisada para diferentes patologias e grupos amostrais.

Para alterações específicas dos pés identificadas pela análise baropodométrica podem-se citar os estudos de Gravante et al. (2005) e Martínez-Nova et al. (2010). Gravante et al. (2005) encontraram associações entre a garra-pés, com a redução da superfície de apoio plantar, e um aumento em áreas antepé e retropé em jovens, com peso normal. Martínez-Nova et al. (2010) descobriram que as mulheres com hálux valgo leve exibiram patologicamente aumento da pressão sob o hálux com dor relacionada, provavelmente causada pela pressão sob a cabeça do primeiro metatarso.

Além de ressaltar o poder conclusivo da análise pela distribuição e pressão plantar é válido apontar também os estudos que detalham o resultado da avaliação, facilitando a construção do diagnóstico e sua padronização de análise da pressão plantar (HILLSTROM et al., 2013).

Outro fator bastante controverso é a definição do parâmetro de normalidade da pisada, já que sua variação é infinita por inúmeros aspectos que determinam sua oscilação. Assim, Fernández-Seguín et al. (2014) usaram o baropodômetro com o objetivo de mensurar e comparar a pressão plantar em duas populações com atenção especial atenção para a zona do metatarso. A amostra foi dividida em dois grupos, sendo um grupo composto por indivíduos portadores de pés classificados como cavos e os outros indivíduos envolvendo com uma postura plantar neutra. Neste estudo foi possível evidenciar que os indivíduos com pés cavos apresentaram uma redução significativa na área de suporte de peso do pé, bem como um aumento na proporção da carga suportada pelo antepé. A distribuição da carga relativa entre os metatarsos foi semelhante nos pés cavos e nos pés neutros, embora as medições baropodométricas absolutas tenham sido significativamente maiores no primeiro caso, exceto para a área correspondente ao quinto metatarso.

Outro estudo também evidencia o comportamento da pressão plantar (YI et al., 2014). Como foi o caso da pesquisa exploratória conduzida para examinar objetivamente os efeitos da perda de peso na estrutura do pé, nos parâmetros temporais e espaciais da marcha, e na carga plantar dinâmico em adultos obesos. Este trabalho foi pioneiro na observação do peso corporal no comparativo com a pisada. Como resultado, apresentou uma modesta perda de peso da amostra, entretanto mesmo assim foi evidenciado de forma significativa a redução da carga e

distribuição plantar, demonstrando assim a influência direta da massa corporal na característica pressórica plantar (YI et al., 2014).

## 1.8 ANÁLISE ESTABILOMÉTRICA ESTÁTICA

Além dos aspectos neurofisiológicos e motores ligados ao equilíbrio corporal estático existem componentes mecânicos que influem diretamente na manutenção da posição bípede. Como descrito por Rosário (2014) o equilíbrio está condicionado a diversos fatores:

- Base: a estabilidade é diretamente proporcional à área da base no qual o corpo repousa.
- Peso: a estabilidade é diretamente proporcional ao peso. Então quanto mais pesado o corpo, mais difícil será desequilibrá-lo, isto porque ele trará o seu centro de gravidade mais para baixo.
- Altura do centro de gravidade: a estabilidade é indiretamente proporcional à distância do centro de gravidade à base. Assim, quanto mais distante estiver o centro de gravidade da base de apoio, mais fácil será o desequilíbrio do corpo, bastando o uso de uma menor força.
- Distância da projeção da vertical da gravidade à aresta de desequilíbrio: a estabilidade é diretamente proporcional a esta distância, isto é, quanto menor ela for, menor estabilidade terá o corpo.
- Projeção da vertical da gravidade: para haver maior estabilidade a projeção deverá se direcionar ao centro da base de sustentação. Importante relação existe entre o centro de gravidade e base de sustentação. Ruzic et al. (2014) definem o centro de gravidade como o único ponto de um corpo ao redor do qual todas as partículas de sua massa estão igualmente distribuídas, onde cada corpo comporta-se como se toda a sua massa estivesse agindo ou sofrendo a ação de alguma força neste centro de gravidade. Esse autor afirma que para um corpo obter certa estabilidade, o centro

de gravidade deve projetar-se dentro da base de suporte, sendo assim a estabilidade seria beneficiada por uma ampla base de sustentação. Shouchard (2012) descreve que a linha de gravidade deve se direcionar para o centro do polígono de sustentação (que seria os pés), por isso que para a manutenção da posição ortostática se dá com os pés afastados e a posição com os pés juntos é raramente adotada para um indivíduo ficar de pé, pois diminui sua base de sustentação e o indivíduo se sustenta em pé quando as oscilações de sua linha de gravidade ocorrem dentro do polígono de sustentação.

O equilíbrio postural é o estado em que todas as forças que atuam sobre o corpo estão equilibradas de modo a manter o corpo na posição e orientação desejadas e a estabilidade é a capacidade do corpo em retomar à posição original após ter sido deslocado. Para tanto durante as oscilações do centro de gravidade dentro dos limites da base de suporte existem a estratégia do tornozelo e a estratégia do quadril (RUZIC et al., 2014).

A estratégia do tornozelo controla o movimento do centro de massa ao gerar um movimento na articulação do tornozelo. Essa estratégia é caracterizada pela ativação sequencial dos músculos do tornozelo, joelho e quadril, fazendo com que o corpo gire sobre a articulação do tornozelo com um movimento relativamente pequeno no quadril e joelho (portanto, uma sequência de ativação muscular distal-proximal). Essa estratégia é mais adequada quando as perturbações são pequenas e lentas sobre superfícies planas, finas e regulares, mais utilizada por adultos jovens (BARELA et al., 2014; HALICKÁ et al., 2014).

A estratégia do quadril controla o movimento do centro de massa ao gerar um movimento amplo e rápido na articulação do quadril, essa estratégia é caracterizada pela ativação dos músculos anteriores do tronco e perna, associados com um aumento relativo da força de reação do solo na superfície de suporte e uma pequena ativação dos músculos do tornozelo (sequência de ativação muscular próximo-distal). Portanto, tem sido demonstrado que a estratégia de quadril é utilizada para restabelecer o equilíbrio quando a perturbação é grande e rápida ou quando a superfície de contato dos pés é reduzida, geralmente essa estratégia é mais utilizada por idosos (BARELA et al., 2014; HALICKÁ et al., 2014).

Existe também uma adaptação utilizada quando a projeção da linha do centro de gravidade ultrapassa os limites da base de suporte, que é a estratégia da

passada. Na sua execução é realizada uma passada para alinhar a projeção do centro de gravidade para dentro dos limites da base de suporte.

Portanto, para avaliar estas condições oscilatórias do centro de gravidade existe a análise Estabililométrica que é por vezes referida como um método de posturografia estática. Este método de avaliação é quantificado por meio de um conjunto de transdutores de força, sendo registrados os seus pontos de aplicação, denominados de centros de pressão (COP). O COP fornece importantes informações sobre o processo de controle de equilíbrio, uma vez que pode estar diretamente relacionado ao movimento do centro de massa corporal (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002; ARGATOV, 2013).

Durante a última reunião da Sociedade Internacional para a postura e marcha, (ISPGR) realizada em 2009, em Bolonha, Itália, foi criado um novo Comitê de Padronização Internacional para abordar a questão ainda não resolvida da falta de um consenso na realização da estabilometria posturográfica ou estática (SCOPPA et al., 2013). Nesta reunião foi aprovada a necessidade de haver um acordo sobre os requisitos padrões para medição do desempenho instrumental, que não deve ser baseada unicamente no manual do projeto do dispositivo.

Desde a criação das plataformas de força, independentemente do modelo e características dos sensores escolhidos é necessário o fornecimento do COP *Sway Signal*. Este modelo foi acordado pelos técnicos de desempenho como parâmetros para instrumentos de medição de sinal estabilométricos (RUZIC et al., 2014).

O "*COP Sway Signal*" consiste nos eixos X e Y para definir a trama oscilatória durante o teste. O X é o eixo de rastreo horizontal do plano látero-lateral voltado para o lado direito do paciente, já o eixo Y é o traço horizontal do plano ântero-posterior destinado à frente do paciente (SCOPPA et al., 2013; RUZIC et al., 2014). Este procedimento pode ser simplificado no sistema abaixo:

$$COP_{(t)} \rightarrow \begin{cases} X = x_{(COP)}(t) \\ Y = x_{(COP)}(t) \end{cases}$$

De acordo com o princípio enunciado, as funções de tempo devem ser produzidas pelo dispositivo de medição com os seguintes desempenhos técnicos: parâmetros clínicos; algoritmos de processamento e métodos de ensaio, sendo este subdividido em atividades experimentais e duração do teste (SCOPPA et al., 2013).

Os algoritmos de processamento surgem a partir da COP *Sway Signal* que são produzidos pelo sistema correspondente aos dois gráficos estabilométricos básicos com as duas coordenadas X , Y , no gráfico como uma função do tempo (MURNAGHAN; ROBINOVITCH, 2013).

Algumas considerações ainda precisam ser abordadas em relação à taxa de amostragem, teste de duração, posição do pé e a postura do paciente. A posição dos pés foi discutida, mas uma recomendação conclusiva sobre o assunto não foi ainda atingida (SCOPPA et al., 2013).

Nas atividades experimentais os temas de taxa de amostragem e duração do teste (tempo de aquisição dos sinais), devem ser investigados para obtenção de resultados fidedignos referentes à oscilação do centro de gravidade dos membros inferiores e tronco (QIU; XIONG, 2015).

Não há nenhuma vantagem técnica na redução tanto da taxa de amostragem ou da resolução digital um cartão de memória USB de 2 GB pode armazenar mais de 15.000 testes COP de aquisição (60 seg, 100 Hz, 16 bits) (SCOPPA et al., 2013). De um ponto de vista teórico, a frequência detectável máxima depende da escolha da frequência de amostragem, com uma proporção de pelo menos 2 Hz, embora a prática geral sugira uma proporção que varia de 5 Hz a 10 Hz. Isto significa que, se a frequência detectável máxima é de 10 Hz, a taxa de amostragem não deve ser inferior a 50 hz (SCOPPA et al., 2013).

Tem sido orientado que um aumento da taxa de amostragem pode adicionar "ruído" em vez de "informação" para o sinal detectado, o qual é convencionalmente cortado abaixo de 3 Hz, mas observações mais recentes sugerem considerar uma variedade de frequência eficaz até 10 Hz, isto é, uma taxa de amostragem mais elevada do que 50 Hz (BOTTARO et al., 2005).

A duração do teste depende de alguns fatores, sendo um deles a fase de adaptação, já que a postura bípede pode ser afetada pela fadiga ou falta de atenção. As condições em constante mutação do corpo vivo também podem interferir na análise, pois a postura nunca pode ser pensada como "estável" em qualquer que seja o tempo de gravação utilizada (PINSULT; VUILLERME, 2009).

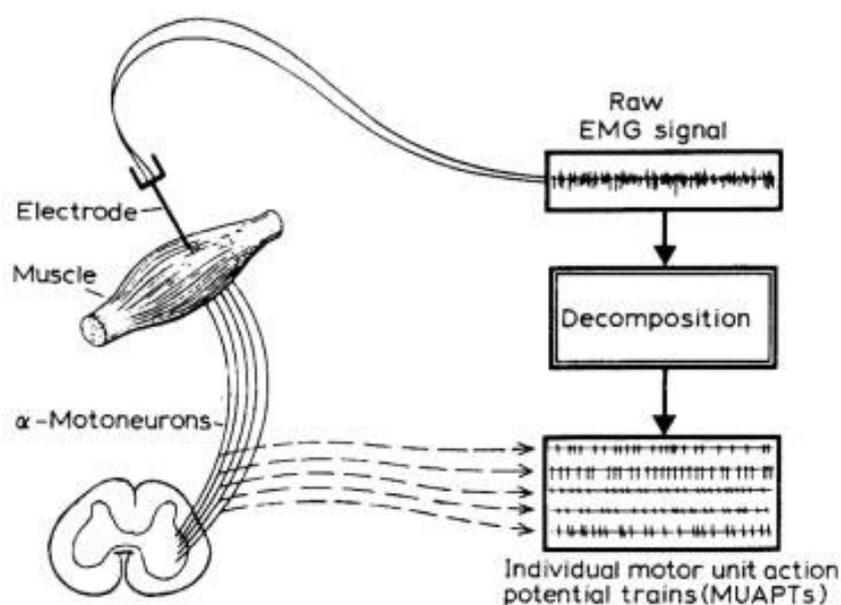
Assim os valores de tempo de gravação mais comuns podem variar entre 20 e 60 seg, sendo que há uma forte indicação da captação dos dados com tempo igual ou superior a 30 seg, gerando assim um valor "estável" e confiável da área da elipse (BARATTO et al., 2006).

## 1.9 ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS DA PISADA

Diferenças de potencial elétrico existem nas membranas de praticamente todas as células do corpo. Algumas, como as nervosas e musculares são excitatórias (KIM et al., 2014).

O sinal eletromiográfico é então a manifestação de uma atividade neuromuscular associada a uma contração, sendo um sinal de grande complexidade, afetado pelas propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos, pelo esquema de controle do sistema nervoso periférico, bem como pelas características dos instrumentos que são usados para detectá-lo e observá-lo. Portanto entende-se por eletromiografia o estudo da função muscular através da detecção do sinal elétrico que os músculos emanam (KIM et al., 2014).

A soma algébrica dos potenciais de ação de várias fibras de uma unidade motora é chamada de Potencial de Ação da Unidade Motora (MUAP- *Motor Unit Action Potential*) (figura 12) (GO et al., 2014).

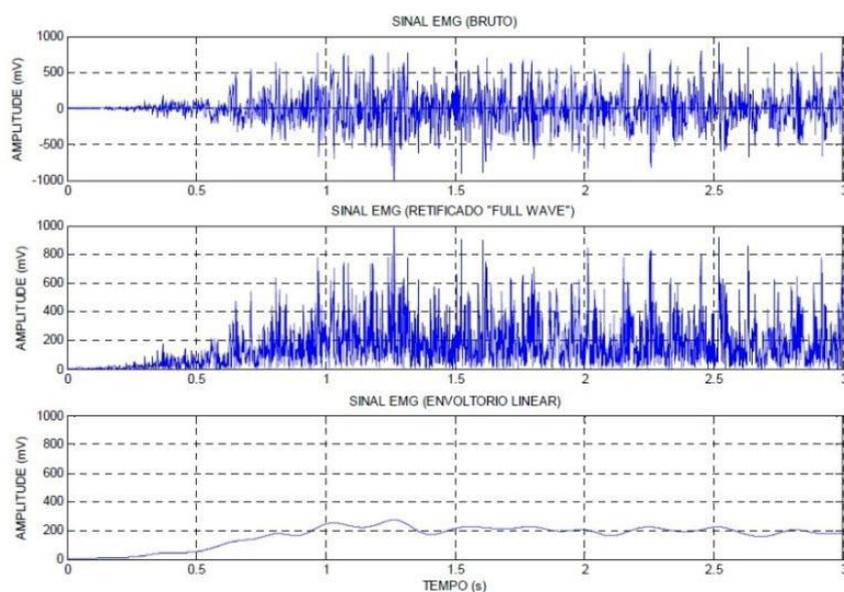


**Figura 12 - Representação esquemática da detecção e da decomposição do sinal eletromiográfico intramuscular.**

Fonte: (MERLETTI; PARKER, 2004).

Para se manter a contração da UM (Unidade Motora), ela deve ser ativada continuamente (tônus). A sequência de MUAP numa unidade motora durante a contração é chamada de trem de MUAP (MERLETTI; PARKER, 2004; GO et al., 2014).

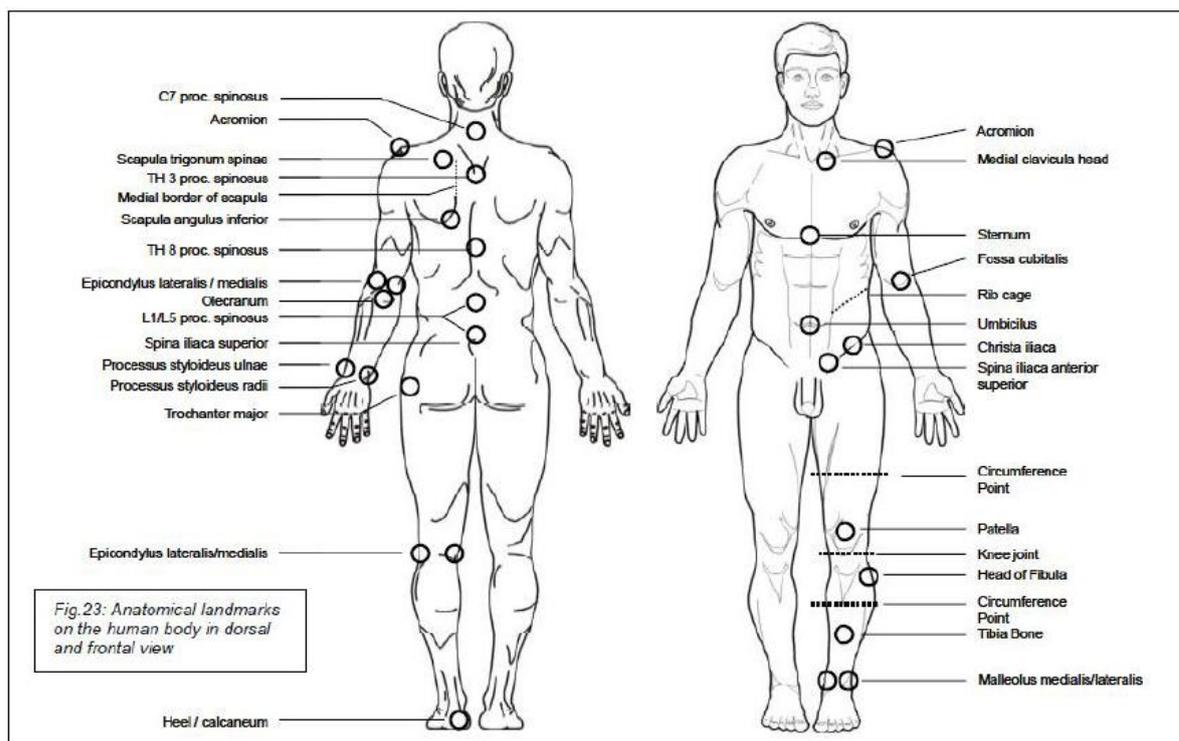
Tomando a diferença entre os MUAP, a irregularidade na taxa de disparo dos neurônios motores e o fato da contração ter apenas um único músculo envolvido faz com que o sinal da EMG (Eletromiografia de Superfície) passe a ser descrito como sendo um processo estocástico, aproximando a função de densidade espectral por uma função gaussiana, onde a amplitude instantânea do sinal é uma variável gaussiana de média zero (GO et al., 2014; KIM et al., 2014) (figura 13).



**Figura 13 - Gráfico do sinal EMG bruto e RMS.**  
**Fonte: (MARCHETTI; DUARTE, 2006).**

Sua amplitude pode variar de 0 a 6 mV (pico a pico) ou 0-1,5 mV (rms). A maior parte da energia útil do sinal é limitada na faixa de frequência entre 0 à 500 Hz com energia dominante entre 50 à 150 Hz (GO et al., 2014).

Para captação dos sinais eletromiográficos os eletrodos são considerados dispositivos de entrada e saída de corrente em um sistema elétrico, sendo o local de conexão entre o corpo e o sistema de aquisição. Os eletrodos com configuração bipolar são os mais utilizados em estudos envolvendo exercícios de contração voluntária máxima ou sob condições de estimulação elétrica (MACEDO, 2014). O sinal é detectado em dois locais, em que a circuitaria eletrônica subtrai os sinais e amplifica sua diferença, como resultado, qualquer sinal que é comum a ambos será removido, e os sinais que são diferentes são amplificados (LUCA, 1997). O eletrodo de referência deve ser colocado o mais distante possível do local avaliado (Figura 14), podendo ser no punho, tornozelo ou processo espinhal de C7 (HERMENS, 2000).



**Figura 14 - Pontos anatômicos para colocação do eletrodo de referência.**  
**Fonte: (KONRAD, 2005).**

A eletromiografia, à vista disso, pode ser utilizada em inúmeros comportamentos musculares, como por exemplo, na identificação das respostas posturais automáticas, dado que as perturbações externas são moldadas pelas características sensoriais e pelo sistema nervoso central (SNC), como os mecanismos relacionados às expectativas, a atenção, a experiência, o contexto ambiental e de intenção, bem como por padrões de ativação muscular pré-programados chamados sinergias (SCOPPA et al., 2013).

Estudos sobre perturbações posturais têm mostrado que as estratégias de comandos posturais tornam-se mais eficazes em resposta à exposição repetida a um estímulo de desestabilização, como as influências posturais automáticas que são gradualmente reduzidas a grande e pequena magnitude. Com isto uma reduzida área corporal é ativada e menos ou diferentes músculos são recrutados (SCOPPA et al., 2013).

Como possibilidade de avaliação postural, a eletromiografia é considerada válida na identificação de alterações dos captadores podais e tornozelo, pois esta tecnologia de análise tem o potencial de revelar mudanças na articulação do tornozelo durante a posição estática e marcha. A apresentação destes resultados é importante uma vez que o balanço do pé é altamente correlacionado com o

tornozelo, devido à movimentação conjunta, já que os músculos que cruzam esta articulação são capazes de fornecer a informação sensorial necessária à estabilidade da pisada (SOUSA et al., 2014).

Outro estudo também aborda a participação muscular para a estabilidade do complexo do pé e tornozelo, como foram os resultados apontados por Méndez-Rebolledo et al. (2014) ao avaliarem jogadores de basquete com instabilidade funcional do tornozelo num primeiro grupo, jogadores não portadores desta disfunção num segundo grupo e um terceiro grupo composto por indivíduos saudáveis não atletas. A análise estatística através ANOVA demonstrou que houve diferenças significativas entre os grupos de instabilidade e não instabilidade nos músculos: fibular longo ( $p < 0,001$ ), fibulares curto ( $p = 0,031$ ) e tibial anterior ( $p = 0,049$ ). A ANOVA e análise *post hoc*, determinaram diferenças significativas para a área entre a instabilidade e grupos não-instabilidade ( $p = 0,001$ ). Isto posto, estes valores indicaram que os jogadores de basquete com instabilidade funcional do tornozelo tiveram seu controle postural reduzido e tempo de reação mais longo dos fibulares e tibial anterior. O tempo de reação muscular dos jogadores de basquete sem instabilidade deste complexo articular, foi mais rápido do que os não-atletas, podendo este maior controle neuromuscular ser atribuído ao desenvolvimento de habilidades motoras adquiridas pela prática esportiva (MÉNDEZ-REBOLLEDO et al., 2014).

Portanto para prevenir as instabilidades do complexo do pé e tornozelo é legítima a aplicação de exercícios proprioceptivos na abordagem fisioterapêutica, com a adaptação de diferentes plataformas instáveis, a fim de melhorar a estabilidade da articulação, utilizando as propriedades mecânicas e sensoriais dos ligamentos, cápsula articular e a atividade integrada dos músculos que rodeiam o conjunto.

As mudanças nas características mioelétricas dos músculos durante a atividade identificadas através da EMG foi também apontada no estudo de Ferreira et al. (2011), que apresentou como objetivo analisar a atividade eletromiográfica do tibial anterior, tibial posterior, fibular longo, gastrocnêmio lateral e gastrocnêmio medial em superfícies estáveis e instáveis com olhos abertos e fechados. Os sujeitos que compuseram a amostra foram orientados a permanecerem com os olhos abertos quando avaliado o recrutamento muscular sobre a cama elástica, prancha de equilíbrio, disco proprioceptivo e tábua proprioceptiva. Com os olhos

fechados foram avaliados sobre a plataforma de equilíbrio, trampolim e solo estável. Em todos os testes os indivíduos permaneceram equilibrados sobre estas superfícies durante 15 segundos com o joelho em flexão de 30°, a fim de proporcionar uma maior instabilidade. Nos resultados foi possível identificar que exercícios proprioceptivos em superfícies instáveis geram um aumento significativo na atividade eletromiográfica, especialmente com os olhos fechados, e são, por conseguinte, um recurso valioso na reabilitação sensório-motora do tornozelo (FERREIRA et al., 2011), já que houve um aumento significativo ( $p < 0,05$ ) na atividade muscular nas superfícies instáveis, com exceção do trampolim, que não obteve diferenças estatisticamente significativas em relação ao solo estável, sendo que o tibial anterior e fibular longo apresentaram maior atividade eletromiográfica em todas as superfícies. Com relação ao comportamento visual os testes proprioceptivos realizados com os olhos fechados apresentaram significativamente maior atividade eletromiográfica do que com os olhos abertos.

Outras disfunções encontradas são relacionadas às alterações diretas nos pés, sendo estas de características ortopédicas ou neurológicas, como apresentado no estudo realizado com 14 pessoas saudáveis e 29 pacientes com queda do pé. Este estudo apresentou como objetivo analisar, por meio da Eletromiografia a intervenção terapêutica na queda do arco longitudinal medial por meio de órteses plantares. Como resultados apresentados, embora a órtese tenha reduzido significativamente a atividade eletromiográfica do tibial anterior em indivíduos saudáveis, e em indivíduos paréticos, a redução não se manteve numa análise longitudinal (GEBOERS et al., 2002). Sendo assim a eletromiografia mostrou-se novamente uma ferramenta tecnológica útil para análise das disfunções do complexo do tornozelo e na avaliação de métodos de tratamento deste arcabouço osteomioarticular (GEBOERS et al., 2002).

## MÉTODOS E PROCEDIMENTOS

### 1.10 TIPO DE ESTUDO

Tratou-se de um estudo descritivo, pois este teve por objetivo primordial, segundo Gil (2010), o estabelecimento de relações entre variáveis, sendo aprofundadas as relações entre os tipos de arco longitudinal medial e os músculos envolvidos na causa destas formações plantares.

Procedimentos: experimental, recorte: transversal.

### 1.11 AMOSTRA

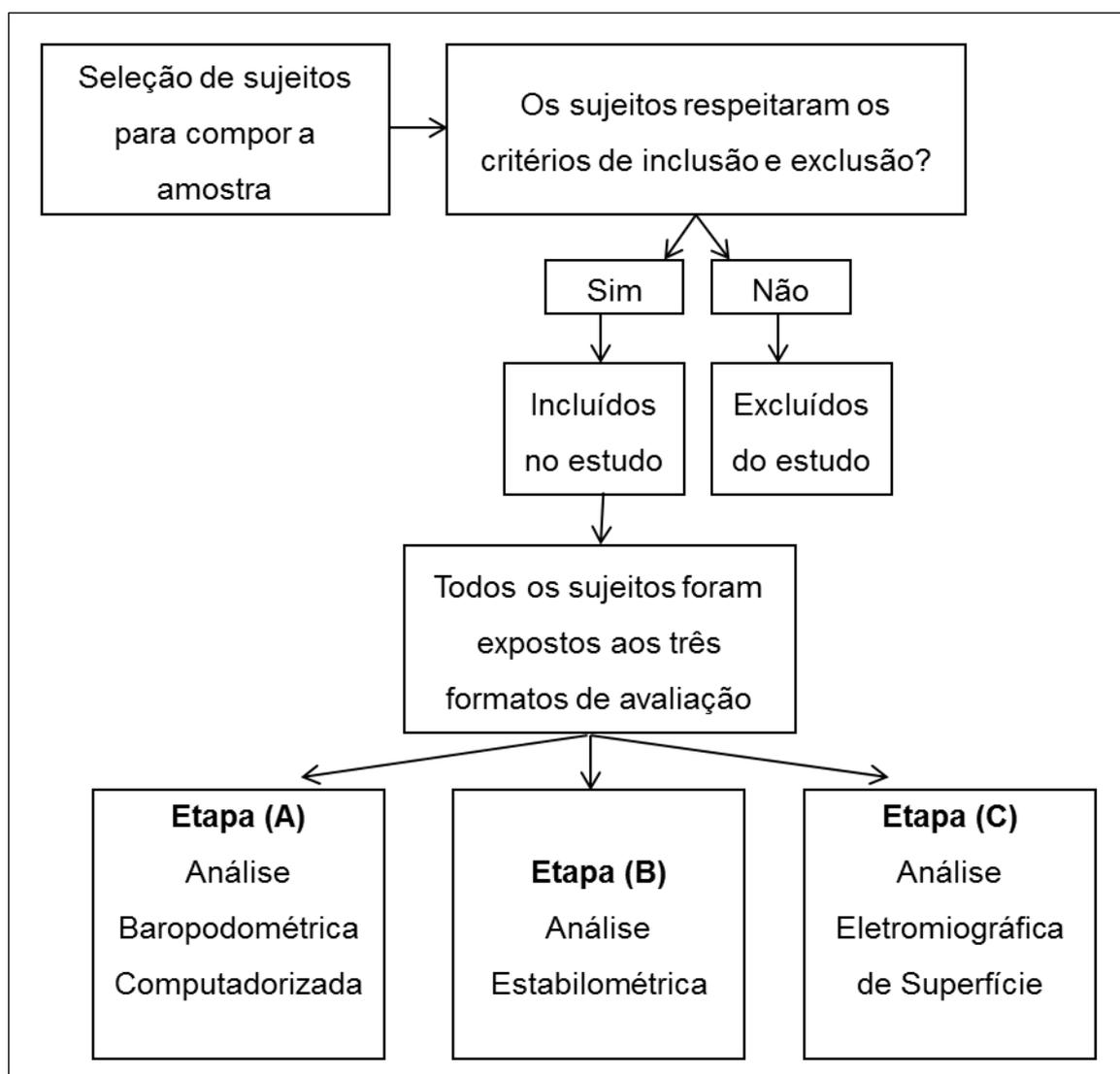
Quanto ao universo deste estudo, ele se refere aos portadores de disfunções osteomioarticulares que são bastante insidiosas na população em geral, sendo os problemas nos pés uma das afecções existentes. Segundo Magee (2010), 80% das pessoas apresentam problemas nos pés e para identificar estas alterações é necessário avaliar de forma minuciosa.

Devido ao presente exposto, o estudo foi desenvolvido com base em uma seleção amostral por conveniência, sendo esta composta por 50 sujeitos, utilizando como critérios de inclusão: possuir idade entre 18 e 25 anos e aceitação de participação do estudo por meio da assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE A). Quanto ao recrutamento da amostra, os sujeitos foram convidados a participar da pesquisa quando procuraram um consultório de fisioterapia no município de Curitiba-PR.

Os critérios de exclusão se referem a indivíduos que apresentavam disfunções vestibulares (alterações do equilíbrio por doença do sistema vestibulococlear), que utilizavam medicamentos que provoquem reações labirínticas, portadores de alterações de tônus muscular, discrepância estrutural dos membros inferiores e usuários de órteses plantares. Os critérios de inclusão e exclusão foram identificados pelo preenchimento de questionário (APÊNDICE B).

## 1.12 PROCEDIMENTOS

Após ser composta a amostra, todos os sujeitos foram submetidos a uma avaliação formada por três etapas: (A) análise Baropodométrica Computadorizada; (B) que correspondeu a Estabilometria; (C) a Eletromiografia de superfície (figura 15)



**Figura 15 - Fluxograma de seleção dos participantes.**  
Fonte: Autor

Após aprovação do comitê de ética da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR) (sob o nº 30163014.8.0000.5547), foi selecionada a amostra e os participantes receberam informações sobre o estudo e assinaram o Termo de Consentimento Livre Esclarecido (APÊNDICE A).

Posterior à seleção da amostra, os sujeitos foram submetidos ao exame físico. O exame consistiu na realização da coleta da massa corporal dos sujeitos por meio da balança antropométrica digital da marca Tanita (resolução de 0,1kg); identificação da altura por meio do estadiômetro (WCS - resolução de 0,1cm) com o sujeito posicionado na postura bípede, respeitando o plano de Frankfurt. Para mensurar o comprimento dos membros inferiores foi utilizada uma fita métrica do ponto inicial que corresponde ao trocânter maior até o ponto distal que é representado anatomicamente pelo maléolo lateral (HIDALGO et al., 2012). Por fim foi questionado ao sujeito o membro inferior que o considera dominante.

### 1.13 INSTRUMENTOS DE AVALIAÇÃO UTILIZADOS EM CADA ETAPA

#### 1.13.1 Etapa (A) - Avaliação Baropodométrica

Para determinar a pressão plantar foi utilizado um Baropodômetro Eletrônico cujas características mecânicas e eletrônicas são apresentadas nos quadros 1 e 2, que correspondeu à primeira etapa de avaliação. O Baropodômetro utilizado no estudo é composto por uma plataforma modular da marca Informativ modelo FootWork. O sistema constitui em um sensor de duas folhas flexíveis conectadas a uma unidade de computador e colocada entre as superfícies plantares e uma superfície rígida (chão). A estrutura consiste de diversas camadas de linhas e colunas de tinta eletricamente condutoras sobre uma base de película de poliéster, que captam a pressão aplicada.

A informação coletada pelos sensores alimenta um computador, onde os dados são processados e, a partir disso são gerados gráficos e dados sobre o tempo, local e quantidade relativa de pressão aplicada sobre cada sensor, fornecida por este programa, podendo gerar dois formatos de avaliação: a estática, em que o indivíduo permanece parado sobre a plataforma; e a dinâmica, que é realizada simulando uma caminhada.

Todavia, neste estudo, foi utilizada apenas a modalidade estática com gravação por 40 segundos (SCOPPA et al., 2013). Com a gravação realizada, o software proporciona ferramentas de mensuração, régua e transferidor, além de

quantificar as áreas de aplicação de carga de forma comparativa da região de antepé com o retropé e pé esquerdo com o pé direito (FOOTWORK, s.d ).

<b>Características Mecânicas</b>	
<b>Superfícies ativas</b>	400mm x 400mm
<b>Dimensões</b>	575 x 450 x 25 mm.
<b>Espessura</b>	4mm. / 5 m. com borracha
<b>Revestimento</b>	Policarbonato
<b>Peso</b>	3Kg.

**Figura 16 - Quadro de especificações mecânicas do equipamento de análise Baropodométrica Footwork Pro.**

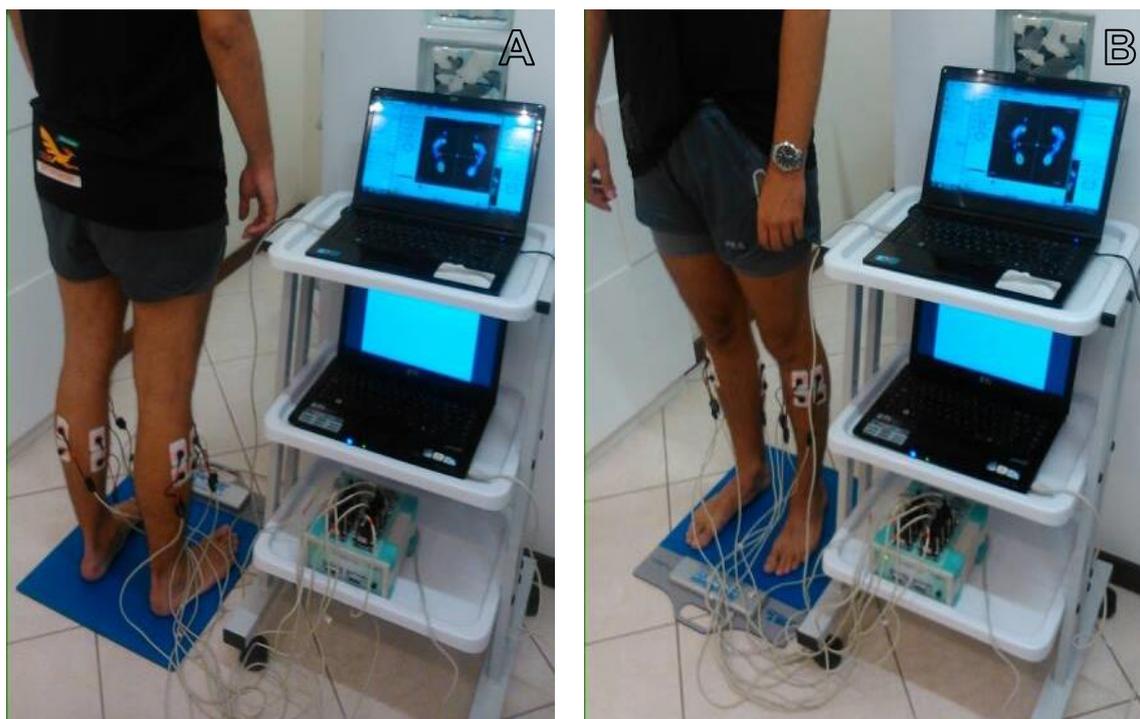
Fonte: Informatic (2014)

<b>Características Eletrônicas</b>	
<b>Números de captadores</b>	2704 capacitativos calibrados
<b>Conexão PC</b>	USB2 compatível 1.1
<b>Conversão analógica</b>	16bits
<b>Frequência</b>	150Hz
<b>Medida do captador</b>	7.62 x 7.62 mm.
<b>Pressão máxima por captador</b>	100N/cm <sup>2</sup>
<b>Alimentação</b>	auto alimentada pela USB
<b>Vida útil dos captadores</b>	Em média 1.200.000 exames

**Figura 17 - Quadro de especificações eletrônicas do equipamento de análise Baropodométrica Foot Work Pro.**

Fonte: Informatic (2014)

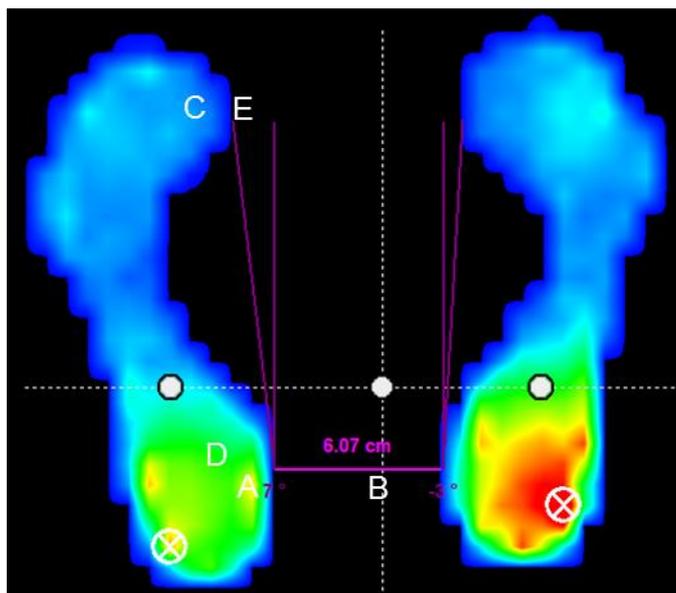
O indivíduo foi posicionado sobre a plataforma computadorizada em bipedestação de repouso. Permaneceu por 30 segundos parado sobre a plataforma para acomodação de estímulos. Encerrado o tempo de acomodação iniciou a avaliação para gravar as imagens de pressão plantar durante 40 segundos (figura 18).



**Figura 18 – Posição ilustrativa da avaliação Baropodométrica, Estabilométrica e Eletromiográfica. (A) vista posterior; (B) vista anterior.**  
**Fonte: Autor**

Foram avaliados, a largura entre os pés, a angulação de cada um deles (Figura 19), e os quatro métodos de análise do arco longitudinal medial (ALM) que consistem no Índice do Arco Plantar de Chippaux-Smirak (CSI), Ângulo de Clarke, classificação do arco de Cavanagh-Rodgers e por fim a avaliação de Viladot.

Para o cálculo de CSI, traçou-se uma reta (A-A') entre o bordo medial da impressão nos pontos mais mediais dos metatarsos (ponto A) e do calcanhar (ponto A'), do ponto A, foi traçado o ponto de maior largura dos metatarsos (ponto b) e um segmento de reta paralela foi representada como a largura mínima do pé na área do arco (linha c). Os dois segmentos de reta foram medidos e feita a razão do menor sobre o maior (c/b). Quanto maior o Índice, maior é a largura do arco e mais plano é o ALM, (Figura 20) (MINGHELLI et al., 2011).



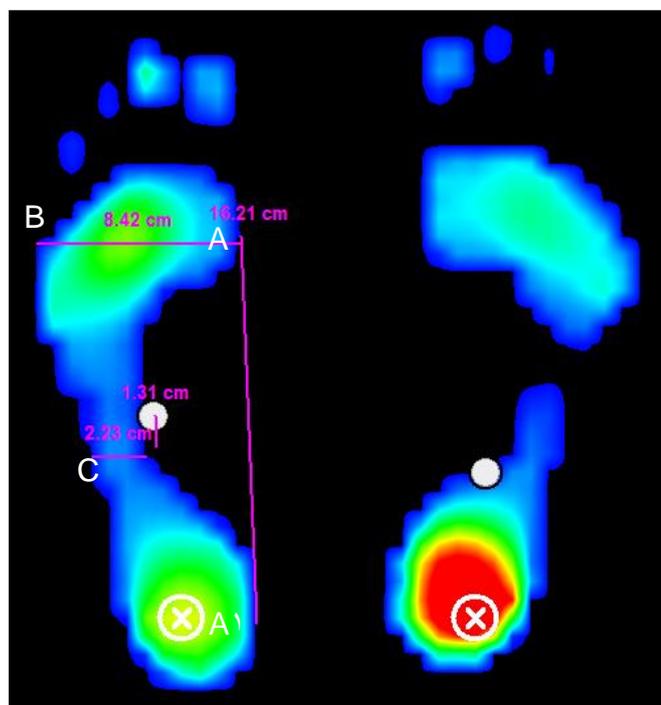
**Figura 19 – Mensuração da largura da base de sustentação.**

Para a mensuração da largura da base de sustentação foi utilizada a ferramenta proporcionada pelo próprio software, sendo esta aplicada entre o ponto mais interno do retopé (A) esquerdo com o ponto mais interno do retopé direito (B). Para a obtenção do ângulo de rotação dos pés este foi traçada uma linha (D) tangente ao ponto mais interno do calcanhar e tangente ao ponto mais interno da região anterior do pé (C). Uma segunda linha perpendicular (E) com início no ponto A formando assim o ângulo de Rotação do pé ( $\alpha$ ).

Fonte: Autor

O valor 0% do índice Chippaux-Smirak indica um pé cavo para valores de, 0,1% a 29,9% nomeia como um arco normal, 30% a 39,9% indica um arco intermediário, 40% a 44,9% indica um pequeno arco longitudinal e 45% ou acima deste valor classifica como um pé plano (MINGHELLI et al., 2011).

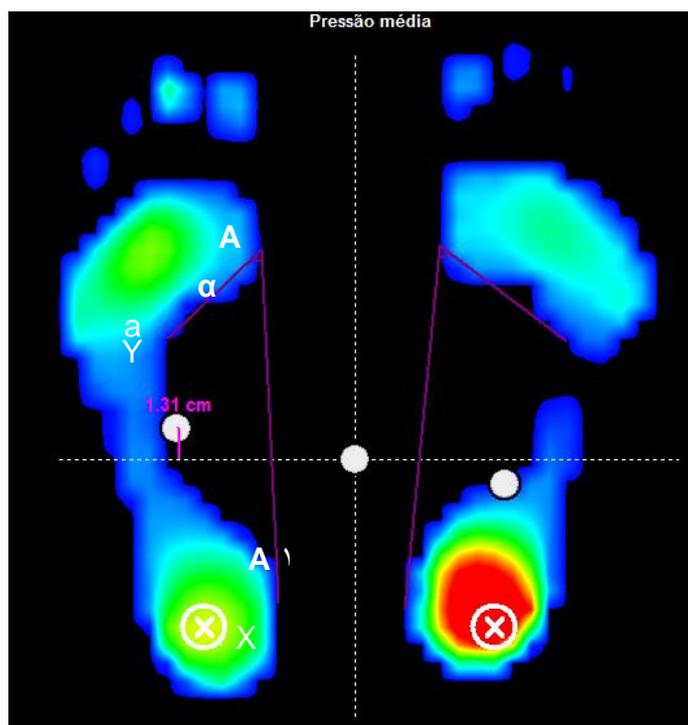
Outra forma de classificação indireta do ALM é descrita por Clarke (1993), denominada de Ângulo da Impressão ou Ângulo Alfa (Ângulo A). Para a medida deste ângulo, foi traçado um segmento de reta entre o ponto A e o ponto que correspondeu ao ápice da concavidade do arco. O ângulo entre a reta A-A' e este segundo segmento de reta traçada foi considerado o ângulo da impressão de Clarke. (Figura 21) Um ângulo pequeno indica um arco mais rebaixado (MINGHELLI et al., 2011).



**Figura 20 -Método Chippaux-Smirak para avaliação do ALM.**  
**Parâmetros da impressão plantar para o cálculo de índices do arco longitudinal: razão do menor sobre o maior (c/b): índice de (CSI).**  
**Fonte: Chippaux-Smirak, s.d. Modificado pelo autor**

O pé foi classificado como: pé plano quando o ângulo estava entre  $0^{\circ}$  a  $29,9^{\circ}$ , com o arco deprimido entre  $30^{\circ}$  a  $34,9^{\circ}$ ; com o arco intermédio entre  $35^{\circ}$  a  $41,9^{\circ}$ ; arco normal entre  $42^{\circ}$  a  $46,9^{\circ}$  e pé cavo acima de  $47^{\circ}$  (MINGHELLI, et al., 2011).

Outra forma de classificação do arco que foi aplicada na análise da pisada é a criada por Cavanagh e Rodgers (1986). Este formato de classificação do ALM usa a proporção de um terço da área da impressão plantar pela área total do pé. A primeira marcação é feita do centro do calcâneo (PC') até o segundo dedo (PM'). Esta linha é denominada como o "eixo do pé". Uma linha tangencial ao eixo é traçada tendo como base o ponto mais saliente dos metatarsos (PM) e outra no mesmo ponto no calcâneo (PC). A linha formada entre os pontos de intersecção entre essas linhas é o eixo. Posteriormente, esta linha é dividida em três partes iguais, dividindo o pé em três partes: antepé, médio-pé e retropé (Figura 22). Estas três áreas são então medidas sendo a área do médio-pé dividida pela área total do pé excluindo os dedos, encontrando-se assim o índice do arco. Quanto maior o valor da razão encontrado, maior o foi rebaixamento do ALM (ONODERA et al., 2008).



**Figura 21 - Método Clarke para avaliação do ALM.**

Para a obtenção do ângulo de Clarke's foi traçada uma linha (X) tangente ao ponto mais interno do calcanhar (A') e tangente ao ponto mais interno da região anterior do pé (A). Uma segunda linha (Y) com início no ponto A interceptava o ponto "a" que corresponde ao ápice da concavidade do arco interno do pé. O ângulo agudo resultante da intersecção das linhas Y-X constituiu o ângulo de Clarke's ( $\alpha$ ).

Fonte: Autor.

A partir da impressão baropodométrica, foi calculado o Índice do Arco Plantar de acordo com Cavanagh-Rodgers. Os arcos plantares foram classificados da seguinte maneira: índice do arco  $< 0,21$ , arco cavo;  $0,22 < \text{índice do arco} < 0,26$ , arco normal; índice do arco  $> 0,26$ , arco deprimido (ONODERA et al., 2008) (Figura 22).

Por fim foi adotada também a Classificação do ALM que segundo a proposta de Viladot, são considerados pés planos aqueles cujas impressões plantares apresentam a região correspondente ao mediopé com largura igual ou maior que a metade da medida do antepé (FILONI et al., 2009). Os pés cavos são aqueles com diminuição da área da impressão plantar na sua parte média, inferior ao terço da largura do antepé ou com desaparecimento por completo (Figura 23).

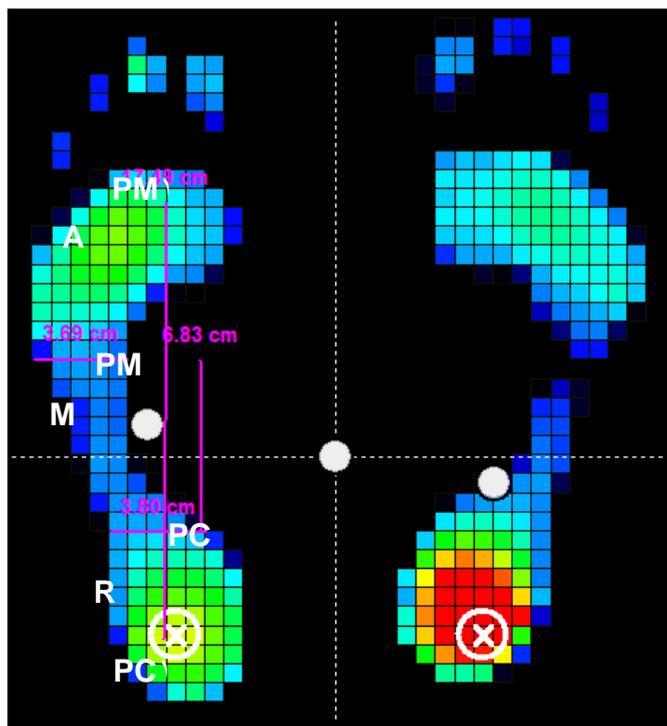


Figura 22 -Método Cavanagh-Rodgers para avaliação do ALM. Parâmetros para o cálculo do índice do arco. a= antepé; m= médio-pé; r= retopé (iarco =  $m/a+m+r$ ) com saída de baixa resolução para calcular a área. Fonte: Autor



Figura 23 - Método Viladot para avaliação do ALM. Classificação podográfica dos pés cavo e planos, segundo viladot.c2 - pé cavo de segundo grau; c1 – pé cavo de primeiro grau; n – pé normal; p1 – pé plano de primeiro grau; p2 – pé plano de segundo grau; p3 -pé plano de terceiro grau; p4 – pé plano de segundo grau; p3 – pé plano de terceiro grau; p4 – pé plano de quarto grau. Fonte: Filone et al. (2009, p. 853).

### 1.13.2 Etapa (B) - Avaliação Estabilométrica

A etapa (B) consistiu na avaliação estabilométrica, a qual foi obtida pelo mesmo equipamento citado na avaliação Baropodométrica. São pontados pelo software os parâmetros do Centro Oscilatório de Pressão (COP) no formato de gráficos, calculados na estabiliometria correspondente a Área Elíptica. O cálculo

deste parâmetro leva em consideração os pontos de deslocamento do COP em ambos os eixos x e y simultaneamente em unidade de cm (figura 24).

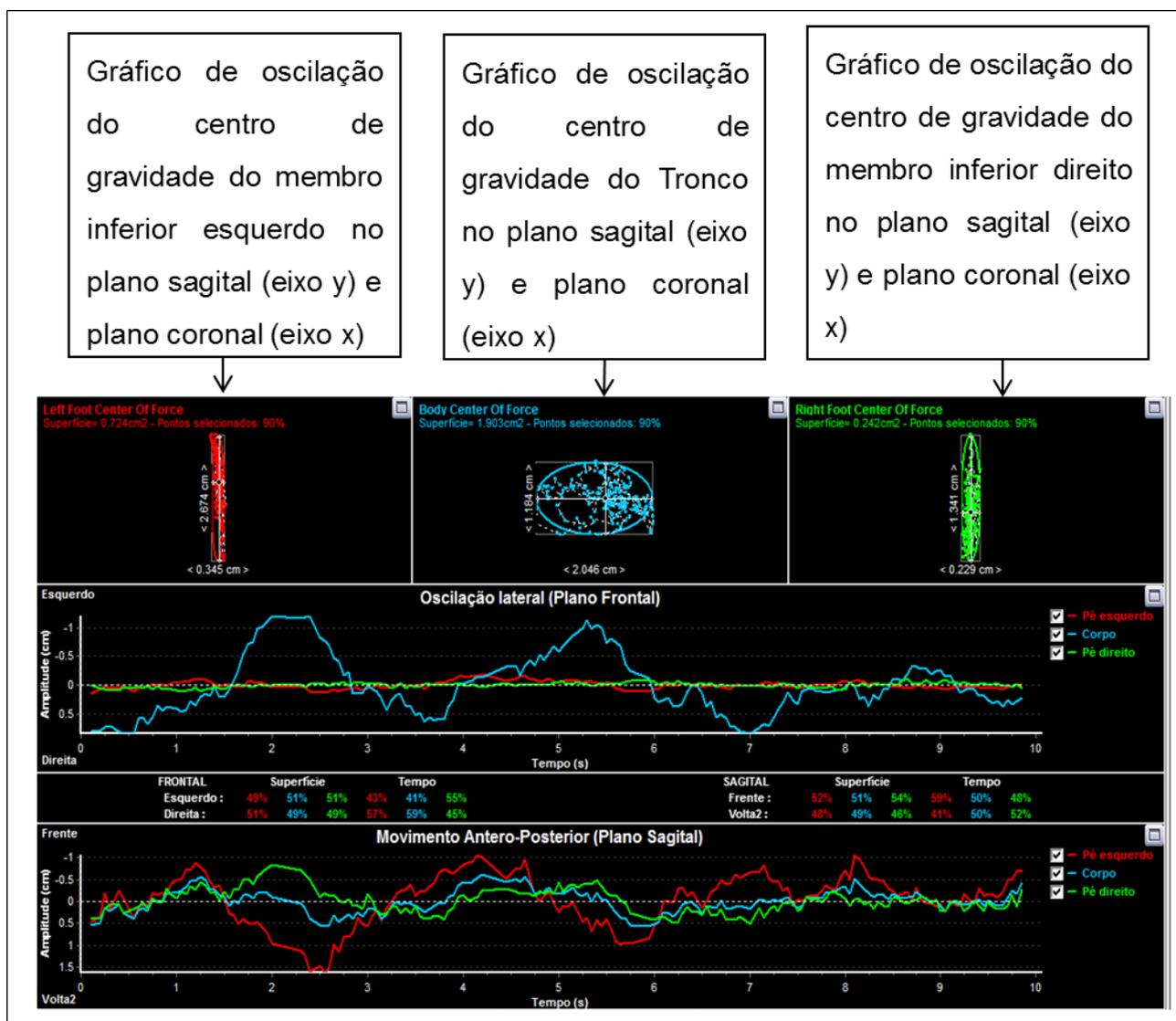


Figura 24 - gráficos correspondentes a análise estabilométrica.

Fonte: Autor.

Os gráficos foram gerados com base na gravação de 40 seg dos sujeitos posicionados em bipedestação sobre a plataforma de captação, de acordo com consenso postulado pela Sociedade Internacional para a Postura e Marcha para a realização da Estabilometria Posturográfica estática (ISPGR) (SCOPPA et al., 2013).

### 1.13.3 Etapa (C) - Avaliação Eletromiográfica

Para quantificar a atividade muscular dos grupamentos recrutados na pisada, foi utilizado o Eletromiógrafo da marca EMG System que é composto por 16 canais,

versáteis com condicionadores de sinais para transdutores diversos com ou sem conversor analógico digital. O equipamento é conectado ao computador via porta USB.

O Eletromiógrafo possibilita a observação simultânea dos sinais e das grandezas físicas envolvidas no movimento. Dispõe de dois modos de visualização dos sinais: Sinais Brutos ou Retificados (Biofeedback). Pode salvar os sinais em arquivos eletrônicos, facilitando a geração de registros gráficos e a emissão de relatórios (EMG SYSTEM, 2013).

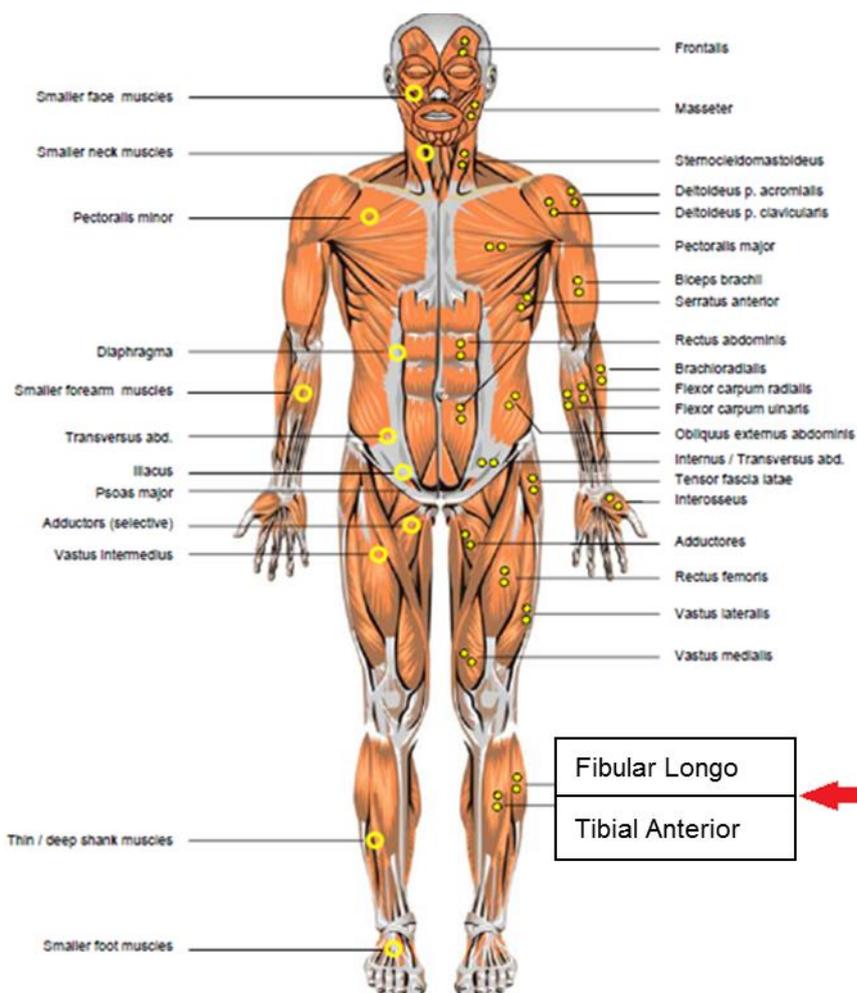
Para a colocação dos eletrodos autoadesivos foi necessária tricotomia com lâmina descartável e limpeza da pele com a utilização de álcool 70% para remover as células mortas, oleosidade e impurezas da pele para reduzir a resistência elétrica sobre área correspondente aos músculos a serem avaliados (Figuras 25 e 26).

Foi determinado o local de colocação dos eletrodos nos músculos: Tibial Anterior, Fibular Longo, Gastrocnêmio Medial e Gastrocnêmio Lateral, por serem músculos geradores de algumas alterações da pisada segundo Kapandji (2009).

O músculo Tibial Posterior apesar de grande importância no controle do ALM, está localizada junto a Tíbia e sob o Tríceps Sural, desta forma é contraindicada a aquisição do sinal eletromiográfico de superfície. Sendo portanto não incluído na coleta devido a dificuldade para isolá-lo da interferência das demais estruturas adjacentes (HIDALGO et al., 2012).

O ponto de fixação dos eletrodos nos dois membros inferiores no sentido longitudinal das fibras foi determinado por meio de manobras de palpação, sendo o indivíduo instruído a realizar contração isométrica reproduzida pelo gesto articular relacionado ao músculo avaliado. O eletrodo de referência (fio terra) foi colocado no antebraço direito sobre a epífise distal ulnar, e conectado a um dos canais do eletromiógrafo. O tempo de captação utilizado foi de 40 seg, compatível ao tempo de gravação da pisada na Baropodometria, já que a coleta foi simultânea.

Os sinais foram amostrados a uma frequência de 2.000Hz, posteriormente filtrado com filtro ideal de frequência mínima de 20Hz e máxima de 700Hz. Foi usado como critério de ativação a região delimitada pela média, mais três desvios padrão (média + 3s), desta forma, os valores que ultrapassassem o limiar foram considerados como ativação muscular normal (VIEIRA et al., 2013) NEPTUNE; KAUTZ; HULL, 1997).



**Figura 25 – Mapa corporal de posicionamento dos eletrodos em vista anterior.** Posição anatômica humana em vista frontal. Os nomes apontados à esquerda da imagem indicam músculos profundos e suas respectivas posições dos eletrodos do EMG. No lado direito são apontados os músculos superficiais e o respectivo posicionamento dos eletrodos da EMG. No lado direito são apontados os músculos superficiais e o respectivos posicionamentos dos eletrodos.  
 Fonte: Konrad (2005)

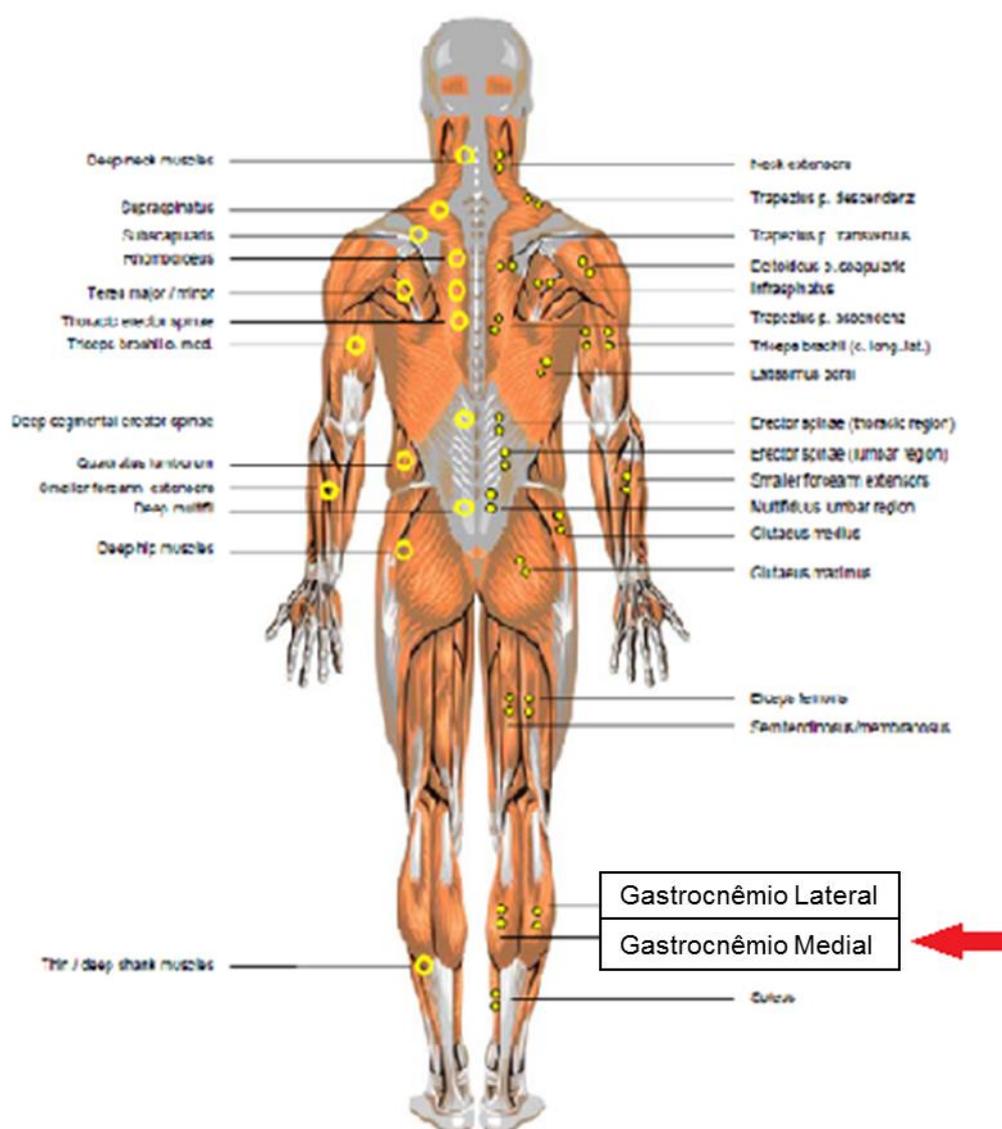


Figura 26 - Mapa corporal de posicionamento dos eletrodos vista posterior. Posição anatômica humana em vista dorsal. As setas à esquerda a imagem indicam músculos profundos com seus respectivos eletrodos à direita são apontados os músculos superficiais e seus eletrodos. Fonte: Konrad (2005).

#### 1.14 TRATAMENTO DOS DADOS

O tipo de distribuição apresentada por cada variável foi verificada por meio do teste de Shapiro-Wilk, sendo classificados em normais e não-normais. Conforme a classificação os dados foram submetidos a testes paramétricos e não-paramétricos, respectivamente (MAROCO, 2007).

Os dados são descritos a partir de medidas de tendência central, dispersão e frequências. As variáveis submetidas a testes paramétricos são apresentadas na

forma de média  $\pm$  desvio padrão, enquanto aquelas submetidas a testes não-paramétricos se apresentam como mediana  $\pm$  intervalo interquartil. Esta última forma é representada ainda através de diagramas de caixas e bigodes.

Variáveis categóricas são apresentadas na forma de frequências absolutas (n) e relativas (%). Para as medidas relativas ao tipo de arco longitudinal plantar cada pé é considerado separadamente, constituindo o dobro de dados em relação ao número de indivíduos da amostra, sendo este o valor adotado para apresentar as frequências e prevalências.

Os dados categóricos foram avaliados através de técnicas matriciais. As diferenças nas prevalências de diferentes tipos de arcos segundo o sexo foi verificada a partir do Chi-Quadrado de Pearson (FIELD, 2009). A identificação de discrepâncias quanto à classificação do arco longitudinal plantar foi realizada por meio do Kappa de Cohen, sendo considerada concordância baixa para valores inferiores a 0,400; concordância mediana para valores entre 0,400 e 0,749; e alta concordância para valores superiores a 0,749.

A fim de verificar perfis distintos de ativação muscular conforme do tipo de arco longitudinal plantar os dados foram submetidos aos testes de Kruskal-Wallis e Mann-Whitney e apresentados em forma de diagramas de caixas e bigodes.

Inicialmente foram criados três grupos conforme o tipo de arco longitudinal plantar (cavo, normal e plano). Os valores referentes à atividade elétrica de cada músculo (tibial anterior, fibular longo e gastrocnêmios) foram agrupados conforme a sua classificação e diferenças entre os grupos foram avaliadas pelo teste de Kruskal-Wallis. Nos casos em que foi apontada uma diferença significativa o teste de Mann-Whitney foi realizado, sendo feito no formato de contraste repetido e adotada a correção de Bonferroni por se tratar de um contraste não-ortogonal (FIELD, 2009).

A correlação de Pearson ( $r$ ) e Spearman ( $\rho$ ) foi utilizada para verificar a associação obtida pela distância entre os pés e os valores obtidos pela eletromiografia com os resultados da estabilometria. Foram consideradas fortes correlações acima de  $|0,699|$ ; moderadas aquelas entre  $|0,400|$  e  $|0,699|$ ; e fracas aquelas entre  $-0,399$  e  $0,399$  (BARBETTA, 1999).

As análises foram realizadas no Statistical Package for Social Scienses (SPSS) versão 21.0 e Microsoft Office Excel 2010. Foi adotado o nível de significância de  $p < 0,05$  excetuando-se àquelas em quem foi aplicada a correção de Bonferroni sendo considerado o nível de significância de  $p < 0,25$ .

## RESULTADOS

### 1.15 ANÁLISE DESCRITIVA DA AMOSTRA

A amostra foi constituída por 43 indivíduos, sendo 15 homens e 28 mulheres, com medianas de: idade de 20 anos ( $\pm 4$  anos); peso de 68,5 kg ( $\pm 26,7$ kg); altura de 1,66m ( $\pm 0,05$  m) e IMC de 22,5kg/m<sup>2</sup> ( $\pm 0,15$  kg/m<sup>2</sup>). Referente ao tempo de permanência em bipedestação durante o dia a mediana apresentada foi de 6,0 ( $\pm 4,0$  hrs) (tabela 1).

**Tabela 1 - Dados antropométricos, tempo de permanência em pé, ângulos de posicionamento dos membros inferiores e a distância entre os pés.**

	Tendência Central	Dispersão	Mínimo	Máximo
<b>Idade<sup>a</sup>(anos)</b>	20,0	4,0	18,0	25,0
<b>Peso<sup>a</sup> (Kg)</b>	68,5	26,7	46,8	105,4
<b>Estatura<sup>a</sup>(m)</b>	1,660	0,150	1,51	2,01
<b>IMC<sup>a</sup>(Kg/m<sup>2</sup>)</b>	22,5	5,8	18	39,3
<b>Permanência em pé<sup>a</sup>(h)</b>	6,0	4,0	1,0	9,0
<b>Ângulo de posicionamento do pé não dominante<sup>a</sup> (°)</b>	0,0	7,0	0,0	13,0
<b>Ângulo de posicionamento do pé dominante (°)</b>	0,0	9,0	0,0	24,0
<b>Distância entre os pés<sup>b</sup>(cm)</b>	9,2	2,9	3,1	15,3

a: Mediana e Amplitude interquartil; b: Média e desvio padrão.

Quanto à característica de posicionamento dos sujeitos, os valores medianos foram: angulação do pé não dominante correspondente a 0,0° ( $\pm 7,0^\circ$ ) e do dominante de 0,0° ( $\pm 9,0^\circ$ ). Já a média de distância entre os pés foi de 9,2cm ( $\pm 2,9$  cm), como pode ser verificado na tabela 1.

### 1.16 ANÁLISE DO ARCO LONGITUDINAL MEDIAL (ALM) NA AVALIAÇÃO DA BAROPODOMETRIA COMPUTADORIZADA

Em relação ao membro inferior dominante nota-se que a maioria dos sujeitos 95,3% (41), que compuseram a amostra relataram serem destros, porém observou-se que não houve significância estatística ( $p > 0,05$ ) na comparação do tipo de arco

plantar e recrutamento dos músculos avaliados com a dominância dos membros inferiores.

Quanto à Baropodometria, como esta em si não oferece uma análise classificatória do ALM fez-se necessário escolher entre os quatro métodos existentes que foram desenvolvidos com base na plantigrafia: Chippaux-Smirak, Clarke, Cavanagh-Rodgers, e Viladot.

Contudo, cada método destes utiliza um critério diferente para realizar sua análise, em geral baseando-se em largura e área de contato com o solo (arco plantar). Assim, o método de Chippaux-Smirak é o que apresenta o maior número de tipos de arco (cinco tipos) enquanto que o método Viladot é o que apresenta apenas três classificações conforme demonstrado na tabela 2.

**Tabela 2 - Dominância e classificação do ALM**

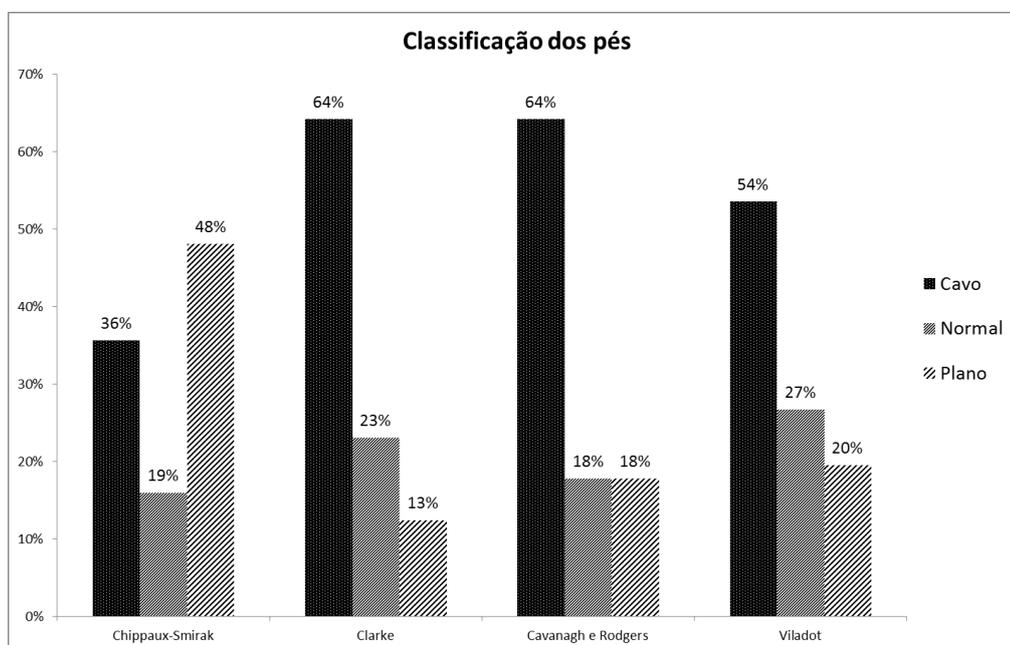
		%	N
<b>Pé Dominante</b>	Direito	95,3	41
	Esquerdo	4,7	2
<b>MÉTODOS</b>	<b>TIPOS DE ALM DE CADA MÉTODO</b>	<b>%</b>	<b>N</b>
<b>Chippaux-Smirak</b>	Cavo (0%)	31,4	27
	Normal (0,1% a 29,9%)	18,6	16
	Intermediário (30% a 39,9%)	12,8	11
	Pequeno Arco (40% a 44,9%)	9,3	8
	Plano (=ou>45%)	27,9	24
<b>Clarke</b>	Cavo (47°)	67,4	58
	Normal (42° a 46,9°)	19,8	17
	Intermediário (35° a 41,9°)	10,5	9
	Deprimido (30° a 34,9°)	2,3	2
	Plano (0° a 29°)	0	0
<b>Cavanagh e Rodgers</b>	Cavo (< 0,21)	61,6	53
	Normal (0,22 a 0,26)	14,0	12
	Deprimido (>26)	24,4	21
<b>Viladot</b>	Cavo (< 1/3 da largura do antepé)	51,2	44
	Normal (= a 1/3 da largura do antepé)	27,9	24
	Plano (>ou=1/2 do antepé)	20,9	18

Para poder comparar os métodos, fez-se uma classificação simplificada com base no método de Viladot em cavo, normal e plano, conforme demonstrado na

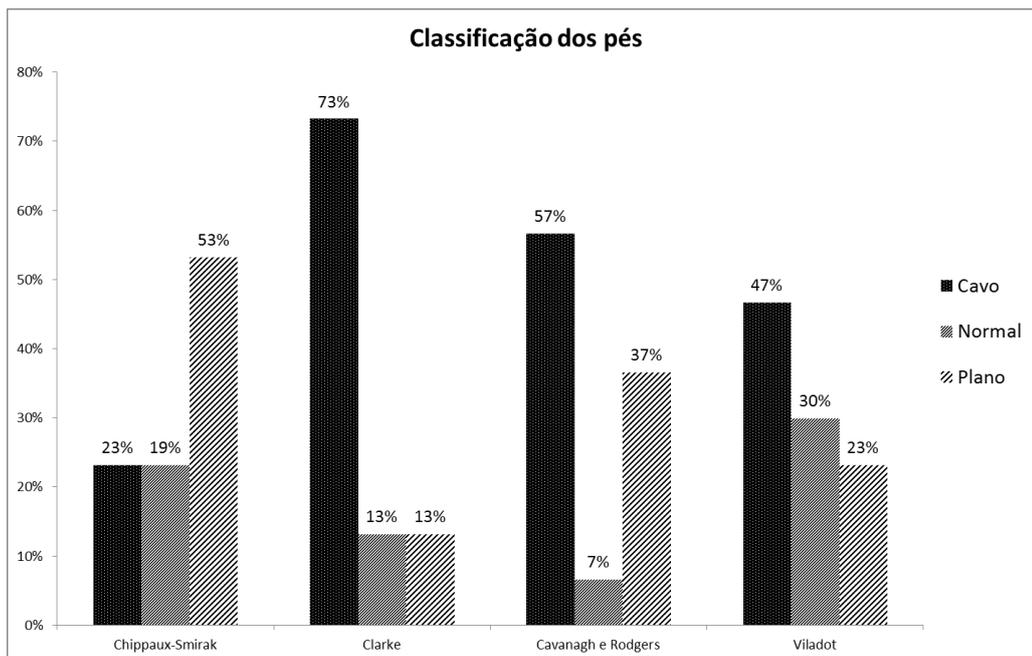
tabela 3 e nas figuras 27 e 28. Assim, quanto aos demais métodos, mantiveram-se a classificação de cavo e normal, sendo somadas as demais classificações para formar o tipo plano.

**Tabela 3 - Classificação padronizada do ALM.**

MÉTODO DE ANÁLISE DO ALM	CLASSIFICAÇÃO DO ALM	%	N
<b>Chippaux-Smirak</b>	Cavo (0%)	31,4%	27
	Normal (0,1% a 29,9%)	18,6%	16
	Plano (>30%)	50,0%	43
<b>Clarke</b>	Cavo (>ou= 47°)	67,4%	58
	Normal (42° a 46,9°)	19,8%	17
	Plano (0° a 41,9°)	12,8%	11
<b>Cavanagh-Rodgers</b>	Cavo (<0,21)	61,6%	53
	Normal (0,22 a 0,26)	14,0%	12
	Plano (>26)	24,4%	21
<b>Viladot</b>	Cavo (< 1/3 da largura do antepé)	51,2%	44
	Normal (= a 1/3 da largura do antepé)	27,9%	24
	Plano (>ou=1/2 do antepé)	20,9%	18



**Figura 27- Distribuição segundo a classificação padronizada de ALM para mulheres.**  
**Fonte: Autor**



**Figura 28 - Distribuição segundo a classificação padronizada de ALM para homens**  
**Fonte: Autor.**

Com base nesta classificação simplificada, observou-se a predominância do pé cavo nos métodos de Clarke (67,4%), Cavanagh-Rodgers (61,6%) e Viladot (51,2%). O único método de avaliação simplificada do ALM a não apresentar como maioria cavo foi o de Chippaux-Smirak (31,4%), sendo predominante a classificação plana (50%).

Mesmo a amostra sendo predominantemente com ALM cavo, não foi constada influência do sexo na classificação ( $p=0,447$  para Chippaux-Smirak;  $p=0,545$  para Clarke;  $0,092$  para CavanaghRodgers; e  $p=0,826$  para Viladot). Como apontam também as figuras 1 e 2 em que os arcos foram classificados como cavos em 64% das mulheres analisadas pelo método de Clarke, 64% para Cavanagh-Rodgers e 54% para a classificação de Viladot. O formato plano foi prevalente apenas no método Chippaux-Smirak(48%), como apontado previamente também no somatório de homens e mulheres.

Os valores para os homens se repetiram como apresentada na amostra feminina, sendo que no método de Clarke correspondeu a 73% de pés cavos, Cavanagh-Rodgers 57% e Viladot 47%. A classificação de Chippaux-Smirak foi novamente a única a possuir prevalência de ALM plano (53%).

Com relação à concordância de classificação do arco longitudinal medial (ALM), verificou-se em geral, uma baixa correlação entre os métodos (tabela 4). O

coeficiente Kappa é caracterizado por diferentes faixas, segundo o grau de concordância. Assim, valores maiores que 0,75 representam excelente concordância, valores estes não encontrados entre os métodos para esta amostra. Valores abaixo de 0,40 representam baixa concordância, como a maior parte dos resultados obtidos nesta amostra e valores situados entre 0,40 e 0,75, representam concordância mediana, encontrada apenas entre os métodos Viladot e Cavanagh-Rodgers (0,550).

**Tabela 4 - Comparação das classificações padronizadas de ALM através do índice de Kappa.**

	Chippaux-Smirak	Clarke	Cavanagh e Rodgers	Viladot
Chippaux-Smirak	-	0,104	0,329	0,302
Clarke	0,104	-	0,093	0,188
Cavanagh-Rodgers	0,329	0,093	-	<b>0,550</b>
Viladot	0,302	0,188	<b>0,550</b>	-

#### 1.17 CORRELAÇÃO DOS TIPOS DE ARCO LONGITUDINAL MEDIAL COM BASE NOS VALORES DE NORMALIDADE COM A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA

Com base na discordância apresentada entre os métodos de análise do ALM pela aplicação do índice Kappa, verifica-se que a divergência de classificações, ou seja, nomenclaturas distintas adotadas para avaliar o arco longitudinal medial, bem como os diferentes achados investigativos como: ângulo, área e largura, tornam difícil a escolha do método mais confiável para o diagnóstico da pisada.

Para isto se fez necessária a correlação de Sberman e de Pearson dos valores brutos apontados pela EMG expressos em  $\mu\text{v}$  com os métodos de análise do ALM aplicados na Baropodometria para preencher esta lacuna de avaliação. Foi possível constatar que o recrutamento dos músculos Gastrocnêmios (lateral e medial) apresentou baixa correlação com todos os métodos testados (Chippaux-Smirak: 0,294; Clarke: -0,143; Cavanagh-Rodgers: 0,337; Viladot: 0,294). Já os músculos Fibular Longo (0,308) e Tibial Anterior (-0,308) apresentaram somente baixa correlação com o método de análise de Clarke (tabela 5). Portanto, com estes valores apresentados é possível afirmar que o método de Clarke é pouco confiável

para a análise do arco longitudinal medial, como também os músculos Gastrocnêmios são pouco atuantes na formação deste.

**Tabela 5 - Correlação entre os valores brutos de cada método de análise do ALM, (valores de normalidade adotados como referência) com os valores da EMG.**

	Tibial Anterior	Fibular Longo	Gastrocnêmios
Chippaux-Smirak	0,947 <sup>b</sup>	-0,914 <sup>b</sup>	0,294 <sup>b</sup>
Clarke	-0,308 <sup>a</sup>	0,308 <sup>b</sup>	-0,143 <sup>b</sup>
Cavanagh e Rodgers	0,872 <sup>b</sup>	-0,804 <sup>b</sup>	0,337 <sup>b</sup>
Viladot	0,947 <sup>b</sup>	-0,914 <sup>b</sup>	0,294 <sup>b</sup>

a: correlação de Spearman; b: correlação de Pearson

### 1.18 COMPARAÇÃO DO MÉTODO DE CLASSIFICAÇÃO CHIPPAUX-SMIRAK COM A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁICA

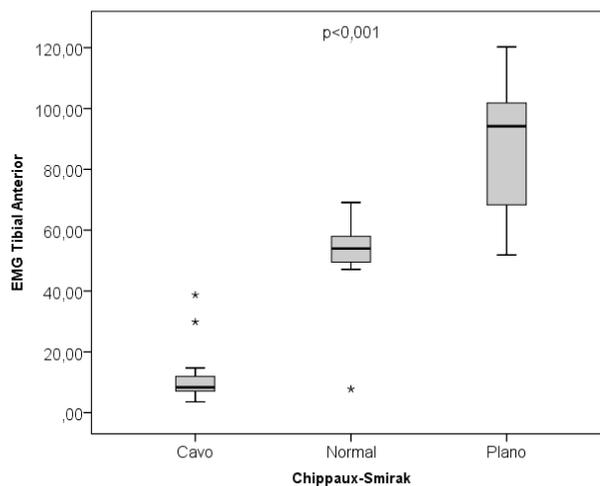
Considerando os resultados apresentados na tabela 6 que ao relacionar os tipos de ALM padronizados como cavo, normal e plano dos diferentes métodos de análise com o recrutamento dos músculos Tibial Anterior, Fibular Longo e Gastrocnêmios ( $p < 0,025$ ), verifica-se valores significativos na classificação de Chippaux-Smirak para os pés cavos e planos relacionados aos músculos Tibial Anterior e Fibular Longo. Já os Gastrocnêmios tiveram valor significativo ( $p < 0,025$ ) apenas para o pé tipo cavo.

**Tabela 6 - Valores do recrutamento muscular apresentados na EMG ( $\mu$ v) comparados com os tipos do ALM pela Classificação simplificada de Chipaaux-Smirak apontados pela Baropodometria Computadorizada.**

	Cavo	Chippaux-Smirak	
		Normal	Plano
Tibial Anterior	8,3 $\pm$ 5,0*	53,9 $\pm$ 9,6	94,2 $\pm$ 34,6*
Fibular Longo	103,8 $\pm$ 10,0*	48,5 $\pm$ 4,9	15,2 $\pm$ 27,5*
Gastrocnêmios	84,7 $\pm$ 17,0*	106,9 $\pm$ 29,7	107,1 $\pm$ 34,9

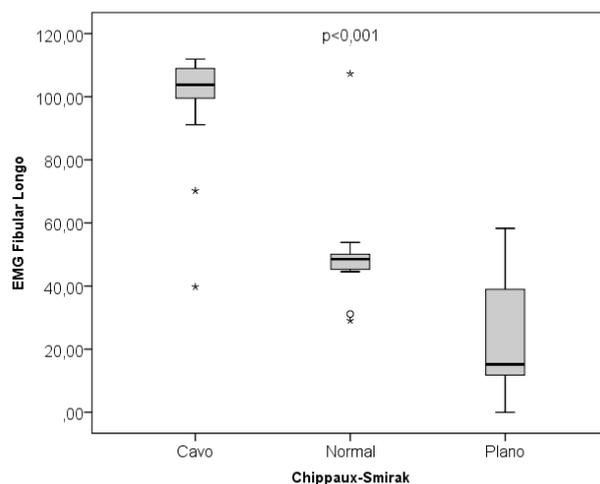
$p < 0,025$  em relação ao valor normal (\*).

As figuras 29, 30 e 31 demonstram a relação entre o tipo de ALM e o padrão de ativação muscular ao considerar a classificação de Chippaux-Smirak padronizada.



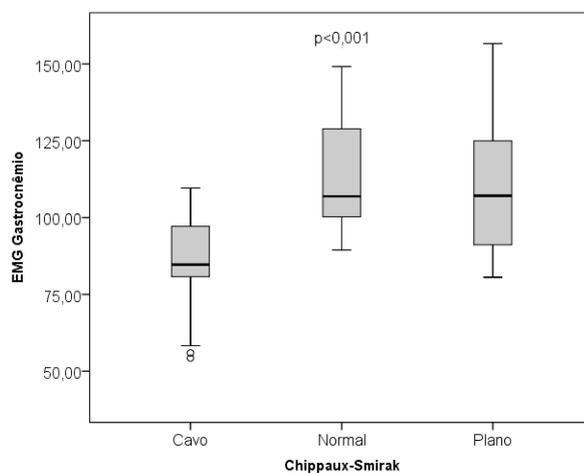
**Figura 29 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica do músculo Tibial Anterior bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise (CS).**

Fonte: Autor



**Figura 30 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica do músculo Fibular Longo bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise (CS).**

Fonte: Autor.



**Figura 31 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica dos músculos Gastrocnêmios bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise (CS).**

Fonte: Autor.

A partir dos gráficos é possível constatar que o Tibial Anterior apresenta-se hiperativado em ALM classificados como plano ( $94,2 \pm 34,6$ ) já o Fibular Longo apresentou valores baixos de recrutamento ( $15,2 \pm 34,9$ ).

Nos pés cavos os dados foram inversos, ou seja, o músculo Fibular Longo apresentou condição de maior atividade Eletromiográfica ( $103,8 \pm 10,0$ ) no comparativo com o Tibial Anterior ( $8,3 \pm 5,0$ ). No padrão de normalidade os Gastrocnêmios apresentaram maior recrutamento, enquanto que o Tibial Anterior e o Fibular Longo no comparativo entre eles apresentaram valores similares, sendo este comportamento esperado em um sujeito com uma ALM classificada como normal.

#### 1.19 COMPARAÇÃO DO MÉTODO DE CLASSIFICAÇÃO DE CLARKE COM A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA

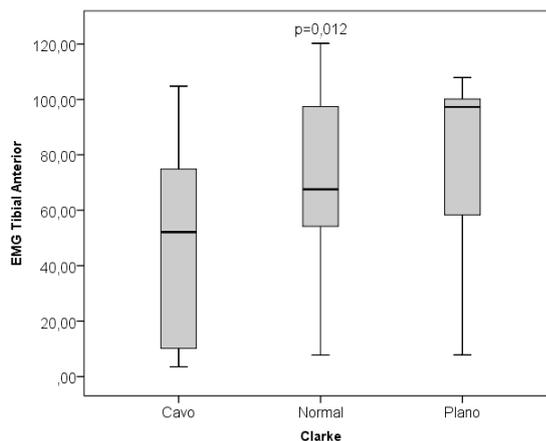
Na análise de Clarke o único a apresentar números significativos ( $p < 0,025$ ) foi na comparação do pé cavo com a atividade eletromiográfica do músculo Tibial Anterior ( $52,1 \pm 65,9$ ).

**Tabela 7 - Valores do recrutamento muscular apresentados na EMG ( $\mu$ v) comparados com os tipos do ALM pela Classificação simplificada de Clarke apontados pela Baropodometria Computadorizada.**

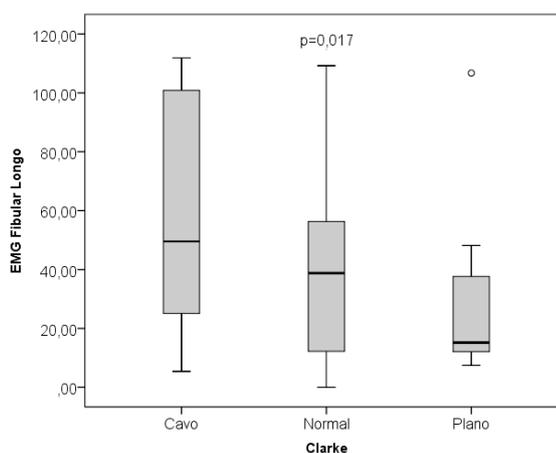
	Clarke		
	Cavo	Normal	Plano
Tibial Anterior	$52,1 \pm 65,9^*$	$67,6 \pm 60,7$	$97,3 \pm 44,4$
Fibular Longo	$49,6 \pm 76,6$	$38,8 \pm 65,1$	$15,2 \pm 32,3$
Gastrocnêmios	$100,6 \pm 22,5$	$104,2 \pm 19,5$	$111,1 \pm 21,6$

$p < 0,025$  em relação ao valor normal (\*).

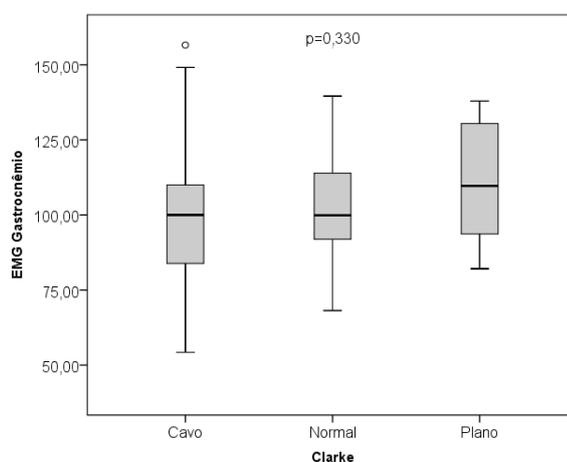
As figuras 32, 33 e 34 correspondem a classificação do ALM pelo método de Clarke no comparativo com a atividade muscular.



**Figura 32 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica do músculo Tibial Anterior bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise Clarke.**  
**Fonte: Autor.**



**Figura 33 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica do músculo Fibular Longo bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise Clarke.**  
**Fonte: Autor.**



**Figura 34 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica dos músculos Gastrocnêmios bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise Clarke.**  
**Fonte: Autor**

Com base nos valores apresentados nas figuras, verifica-se a não existência de qualquer correlação representativa, demonstrando assim a baixa confiabilidade do método de Clarke na classificação do ALM.

## 1.20 COMPARAÇÃO DO MÉTODO DE CLASSIFICAÇÃO DE CAVANAGH-RODGERS COM A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA

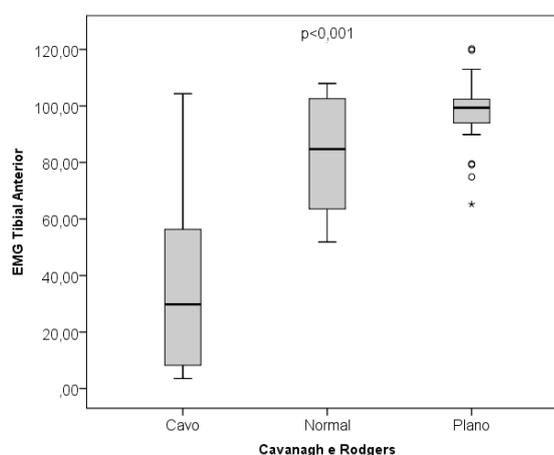
Os valores do ALM no método de Cavanagh-Rodgers quando comparados com o recrutamento dos músculos, só obtiveram significância ( $p < 0,025$ ) com os músculos Tibial Anterior e Fibular Longo nos pés classificados como cavos.

**Tabela 8 - Valores do recrutamento muscular apresentados na EMG ( $\mu\text{v}$ ) comparados com os tipos do ALM pela Classificação simplificada de Cavanagh-Rodgers apontados pela Baropodometria Computadorizada.**

	Cavanagh-Rodgers		
	Cavo	Normal	Plano
Tibial Anterior	29,8 $\pm$ 49,9*	84,7 $\pm$ 40,0	99,4 $\pm$ 10,7
Fibular Longo	70,2 $\pm$ 60,9*	30,0 $\pm$ 39,2	12,3 $\pm$ 4,7
Gastrocnêmios	99,9 $\pm$ 25,6	108,0 $\pm$ 34,4	96,8 $\pm$ 38,0

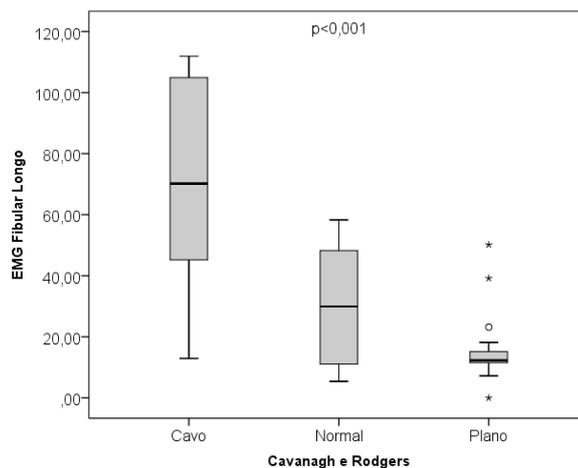
$p < 0,025$  em relação ao valor normal (\*).

As figuras 35, 36 e 37 ilustram a classificação do ALM pelo método de Cavanagh e Rodgers com o recrutamento muscular participante na pisada.

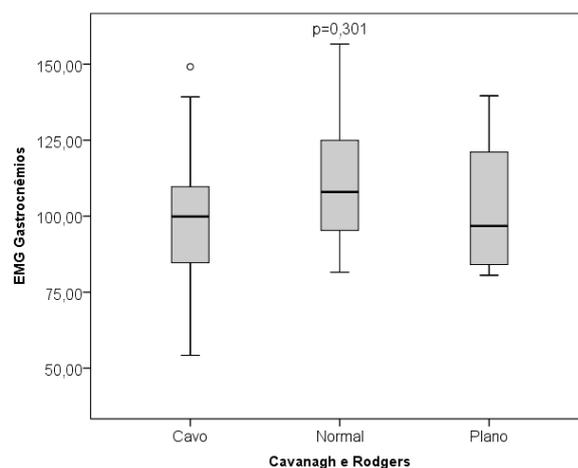


**Figura 35 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica do músculo Tibial Anterior bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise (CR).**

Fonte: Autor.



**Figura 36 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica do músculoFibular Longo bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise (CR).  
Fonte: Autor**



**Figura 37 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica dos músculos Gastrocnêmios bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise (CR).  
Fonte: Autor**

As figuras acima evidenciam também a discrepância no padrão de normalidade de recrutamento do Tibial Anterior e Fibular Longo. Portanto demonstra-se assim uma baixa confiabilidade do método de Cavanagh-Rodgers para identificação dos padrões de normalidade, pois espera-se nesta condição uma proximidade de valores nos músculos antagonistas supracitados.

## 1.21 COMPARAÇÃO DO MÉTODO DE CLASSIFICAÇÃO DE VILADOT COM A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA

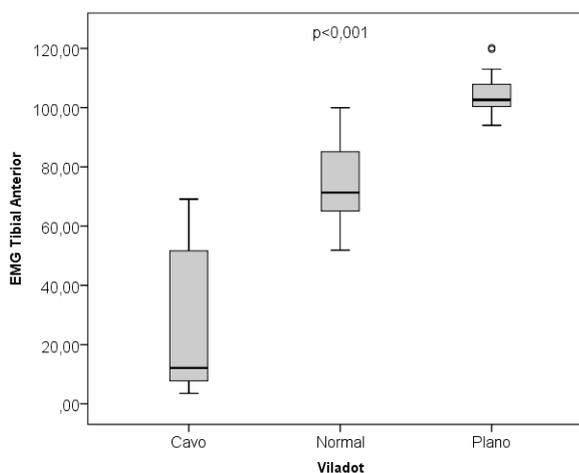
Para o método de Viladot houve significativa relação ao valor normal ( $p < 0,025$ ) para todos os músculos no comparativo aos ALM cavo e plano.

**Tabela 9- Valores do recrutamento muscular apresentados na EMG ( $\mu\text{V}$ ) comparados com os tipos do ALM pela Classificação simplificada de Viladot apontados pela Baropodometria Computadorizada.**

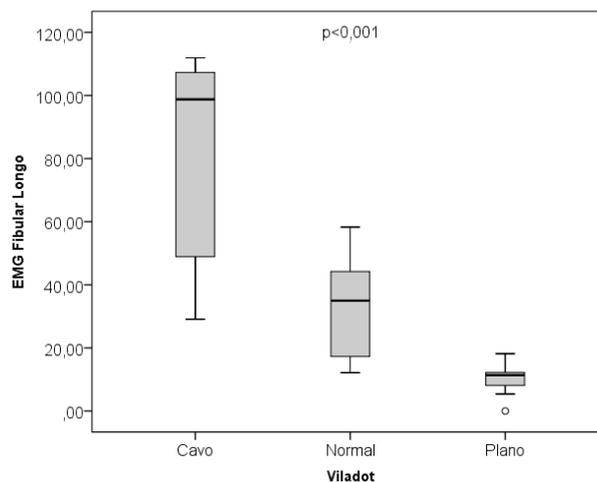
	Viladot		
	Cavo	Normal	Plano
Tibial Anterior	12,1 $\pm$ 44,3*	71,3 $\pm$ 22,4	102,6 $\pm$ 8,1*
Fibular Longo	98,8 $\pm$ 58,4*	35,0 $\pm$ 27,5	11,4 $\pm$ 4,3*
Gastrocnêmios	97,2 $\pm$ 24,3*	115,3 $\pm$ 32,0	93,7 $\pm$ 28,7*

$p < 0,025$  em relação ao valor normal (\*).

As figuras 38, 39 e 40 correspondem a classificação do ALM pelo método de Viladot no comparativo com a atividade muscular.

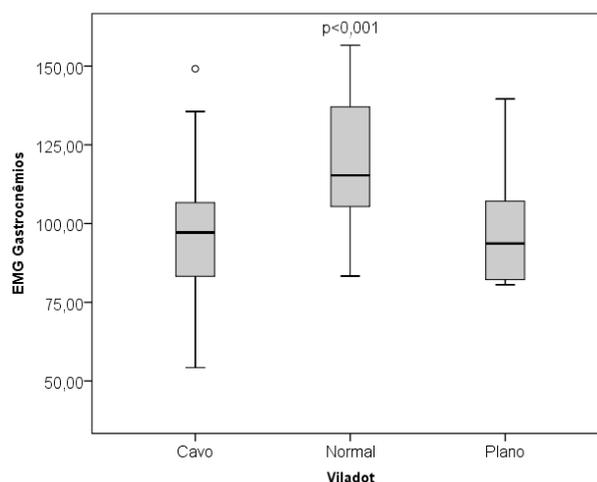


**Figura 38 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica do músculo Tibial Anterior bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise Viladot.**  
Fonte: Autor.



**Figura 39 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica do músculo Fibular Longo bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise Viladot.**

**Fonte: Autor.**



**Figura 40 - Comparação dos valores da atividade eletromiográfica dos músculos gastrocnêmios bilateralmente com os tipos de ALM pelo método de análise Viladot.**

**Fonte: Autor.**

As figuras 38, 39 e 40 mostram que ao comparar os valores da atividade eletromiográfica dos músculos atuantes na pisada com os tipos de ALM pelo método classificatório de Viladot, ocorre também, como no método de Clarke e Cavanagh-Rodgers, uma discrepância no recrutamento dos músculos Tibial Anterior e Fibular Longo em condição de normalidade do ALM. Outro fator observado é a discordância no comportamento dos Gastrocnêmios no comparativo dos pés cavos ( $97,2 \pm 24,3$ ) com os pés planos ( $93,7 \pm 28,7$ ), já que espera-se fisiologicamente um comportamento oposto aos valores apresentados (KAPANDJI, 2009).

Correlacionando os valores estabilométricos referentes à oscilação no plano sagital, coronal e área com os valores eletromiográficos dos músculos Tibial

Anterior, Fibular Longo e Gastrocnêmios para os membros inferiores dominantes e não dominantes não se constatou forte correlação (APÊNDICE C).

## DISCUSSÃO

O (ALM) tem funções essenciais na biomecânica do pé, como suporte e absorção de impacto durante a caminhada. O aumento ou a redução do ALM (pés cavos ou planos, respectivamente) podem prejudicar essas funções, levando a um desequilíbrio muscular, desalinhamento articular, pronação ou supinação compensatória do pé, anormalidades posturais e da marcha (RAZEGHI; BATT, 2002; ONODERA et al., 2008; JONELY et al., 2011). Para avaliar as inúmeras alterações da pisada podem ser adotadas várias condutas, incluindo a inspeção, utilizada habitualmente na análise da postura e em métodos quantitativos que envolvem medições antropométricas diretas e indiretas.

Entretanto a inspeção postural é considerada pouco consistente para a construção do diagnóstico da biomecânica da pisada, como descrito no estudo de Dahle (1991), que relatou uma concordância de apenas 73,3% na avaliação de três grupos classificados como pronados, supinados e neutros, sendo esta amostra avaliada por três fisioterapeutas experientes. A classificação foi baseada em estimativas qualitativas de ângulo do arco e alinhamento do retopé, e presença ou ausência de uma protuberância talonavicular. O coeficiente de confiabilidade interclasses foi relatado para as três variáveis utilizadas no estudo. No entanto, qualquer tentativa de caracterizar o pé dessa forma foi demonstrada como subjetiva e fornece informações de discordância entre os diferentes examinadores para a avaliação não quantitativa visual do ALM.

Com o uso de fotografias dos pés dos sujeitos a comparação entre os avaliadores também pode ser considerada pobre, como as conclusões apresentadas por (BILLIS et al., 2007), que apontaram baixas correlações entre o índice de valgo e a deriva navicular em ambas posturas bípede e unipodal em uma população assintomática. Os índices dos arcos foram apresentados com baixo grau de associações com as medidas de queda e de deriva navicular. Sendo apontado pelos autores como altamente importante para a prática clínica diária, a aplicação de mais técnicas de avaliação de postura dos pés em posição bípede, a fim de obter um diagnóstico fidedigno (BILLIS et al., 2007) (TEYHEN et al., 2009; MCPOIL et al., 2014).

Outra opção utilizada para construção do diagnóstico é a análise radiográfica que é relativamente cara e a radiação representa um risco, tornando-se difícil de

aplicar em estudos de grande escala. Assim, para preencher esta lacuna de avaliação, aplicaram-se as captações pressóricas plantares por meio da Baropodometria (JONELY et al., 2011). Este formato tecnológico de análise da pressão plantar é uma conduta, rápida e não invasiva para obtenção das características funcionais da pisada.

A medição do ALM com a utilização da Baropodometria já tem sido correlacionada com outros formatos de avaliação e medição direta, da mesma maneira vem sendo adotada como método de análise em diferentes populações. Portanto, esta ferramenta é muito importante para compreender a adoção de uma posição ortostática modificada que pode resultar em uma adaptação postural incorreta, secundária a determinadas doenças que afetam ou podem ser afetadas pela postura (BRICOT, 2011; KAERCHER et al., 2011; ROSÁRIO, 2013).

Para a composição da amostra deste estudo, esta foi constituída por 43 indivíduos adultos o que significa que todos os indivíduos avaliados já apresentavam o desenvolvimento definitivo da pisada, mesmo considerando que outros estudos revelam que a idade na fase de maturação não influencia o desenvolvimento do pé e da pisada (ONODERA et al., 2008; BOSCH; GERS; ROSENBAUM, 2010).

Com relação ao IMC a mediana foi de 22,5kg/m<sup>2</sup> ( $\pm$  0,15 kg/m<sup>2</sup>), reduzindo assim a influência da massa corporal na pisada, já que resultados revelam na análise da Baropodometria estática valores significativamente mais elevados em termos de pico de pressão no antepé, força total plantar e área total de contato em indivíduos classificados como obesos grau 1, quando comparados com indivíduos que apresentavam IMC normal (BIRTANE; TUNA, 2004). Os resultados apresentados por Azarfam et al. (2014), bem como por Aurichio, Rebelatto e Castro (2011) também revelam uma relação entre IMC e pisada, como parâmetros que são indicativos de pé plano em idosos. Isto pode ser devido tanto a fatores de confusão da medida da pisada devido ao tecido adiposo plantar ou a uma mudança estrutural ainda desconhecida, que exige uma avaliação mais aprofundada (AZARFAM et al., 2014).

Referente ao tempo de permanência em bipedestação durante o dia a mediana apresentada foi de 6,0 ( $\pm$ 4,0 h), semelhante aos valores apontados no estudo de Barwais et al. (2013), que pesquisaram o tempo de permanência na posição em pé, sentado e deitado de sujeitos considerados sedentários. O grupo com IMC normal apresentou média de 6,0 h. Isto posto, caracteriza a amostra do

presente estudo próxima de uma realidade global. Já que o tempo em bipedestação pode ser considerado um fator determinante na composição biomecânica da pisada (SWANENBURG et al., 2013).

Quanto à característica de posicionamento dos sujeitos, os valores medianos foram: angulação do pé não dominante correspondente a  $0,0^\circ$  ( $\pm 7,0^\circ$ ) e do dominante de  $0,0^\circ$  ( $\pm 9,0^\circ$ ), portanto são valores que respeitam os padrões de normalidade de até ( $5,03^\circ$ ), apontados no estudo de Lait et al. (2014) que foram determinados ao avaliar o impacto do ângulo de progressão do pé sobre a distribuição da pressão plantar.

Concernente a dominância dos membros inferiores, este ainda é um conceito pouco conhecido (BROWN; ZIFCHOCK; HILLSTROM et al., 2014). Enquanto há uma abundância de investigação orientada para a dominação da extremidade superior e seus fenômenos associados, menos atenção tem sido dada aos efeitos da baixa dominância na extremidade inferior. Ainda assim, grande parte da literatura atual sugere que ambos os membros dominantes e não dominantes desempenhem papéis importantes em tarefas de vida diária (MULLIGAN; COOK, 2013; KELLY et al., 2012)

Na presente pesquisa, em relação ao membro inferior dominante nota-se que a grande maioria (95,3%) dos sujeitos que compuseram a amostra relataram serem destros o que coincide com o padrão da população mundial, como descrito por Gabbard e Hart (1996). Durante tarefas bipedais, o membro que realiza a estabilização na maioria dos sujeitos é o esquerdo, favorecendo a dominância do lado direito, entretanto em tarefas unipodais apresenta-se dominância no membro direito. Sugere-se que tal comportamento é baseado na percepção da complexidade da tarefa, direcionando o membro dominante para aspectos de maior dificuldade na ação motora (GABBARD; HART, 1996). Contudo não foi observada nenhuma influência direta da dominância na conformidade biomecânica da pisada para a presente amostra.

Com relação ao gênero, apesar de não haver no presente estudo diferenças baseadas neste contexto foi observado em outro estudo a formação do arco sob a condição sem carga, sendo que ambos os arcos medial e lateral apresentaram-se significativamente maiores nas mulheres do que nos homens. Por outro lado, sob condições de carga, o alinhamento dos arcos longitudinais difere entre homens e mulheres. Com base na altura do dorso do pé e comprimento, Zifchock et al. (2006),

sugeriram que as mulheres tendem a apresentar menos rigidez no ALM do que os homens.

Nas mulheres, o ângulo formado pelo arco do calcâneo e o primeiro metatarso aumenta com o aplainamento do pé, diminuindo assim a altura do arco. Por conseguinte, as medições estáticas indicam que a capacidade de resistência contra o suporte do peso do pé feminino é menor do que o do pé do sexo masculino, características estas que corroboram com os valores pontados no estudo de Fukano e Fukubayashi (2012), em que a magnitude da mudança angular do arco plantar aumentou com o tempo por aproximadamente 80-90 ms e foi significativamente maior nas mulheres (arco medial,  $7,12 \pm 2,1^\circ$ ; arco lateral,  $10,1 \pm 2,4^\circ$ ) do que em homens (arco medial,  $3,17 \pm 3,3^\circ$ ; arco lateral,  $7,78 \pm 2,7^\circ$ ). O movimento de translação do primeiro e do quinto metatarso em relação ao calcâneo, registrada após o contato do dedo do pé, foi semelhante nos homens e mulheres.

Contudo os estudos de Fukubayashi et al. (2012) e Zifchock et al. (2006) apontam para uma abordagem dinâmica do comportamento do complexo do pé e tornozelo na pisada o que pode explicar a diferenças dos resultados apresentados no presente estudo em que não foram significativas as diferenças do ALM na comparação entre homens e mulheres.

Quanto à Baropodometria, como esta em si não oferece uma análise classificatória do ALM, fez-se necessário escolher entre os quatro métodos existentes Chippaux-Smirak, Clarke, Cavanagh-Rodgers, e Viladot para analisar a amostra.

Após a correlação do recrutamento dos músculos Tibial Anterior, Fibular Longo e Gastrocnêmios com os arcos classificados como cavo, normal e plano pelo diferentes métodos, constatou-se que o a avaliação de Chippaux-Smirak foi a mais confiável, pois para arcos ditos como normais ocorreu um equilíbrio nos valores eletromiográficos para os gastrocnêmios como também o recrutamento do Tibial Anterior e Fibular Longo tiveram forte correlação para os pés planos e cavos. Estes valores corroboram com o estudo de Onodera et al. (2008) que ao comparar o métodos de Chippaux-Smirak, Clarke, Cavanagh-Rodgers e Staheli em 391 pessoas saudáveis, também considerou a classificação de Chippaux-Smirak como a melhor, devido sua fácil aplicação e subdivisões mais amplas para uma análise mais específica.

Quanto à classificação simplificada aplicada no presente estudo dos tipos de arcos todos foram concordantes, pois apresentaram o pé cavo como predominante na amostra com exceção do método de Chippaux-Smirak.

Na análise pelo método simplificado de Chippaux-Smirak os pés planos foram predominantes 31,4% cavos (27 pés), 18,6% normais (16 pés) e 50% planos (43 pés). Já na classificação convencional estabelecida pelo método de Chippaux-Smirak este teve o pé cavo como prevalente. Isto vai ao encontro com os valores apontados no estudo de Onodera et al.(2008) em que observou-se um aumento progressivo do índice da concavidade do ALM em paralelo com o crescimento e desenvolvimento do arco plantar, sendo afirmado por estes autores a propensão da prevalência de arcos mais cavos na fase adulta ao serem avaliados pelo sistema baropodométrico.

Para os valores apontados pelo método Cavanagh-Rodgers observou-se uma grande maioria de pés classificados como cavos, discordante estes do estudo de Billis et. al. (2007) em que avaliaram 26 indivíduos saudáveis de ambos os sexos, com média de idade de 22,6 anos ( $\pm 1,67$  anos), sendo que a maioria da amostra concentrou-se na classificação para o arco dito normal (média  $\pm$  SD,  $0,25 \pm 0,04$ , intervalo: 0,2). Entretanto o estudo citado diferenciou-se deste, já que o metodologia adotada para a análise do arco longitudinal medial foi a plantigrafia, sendo que esta pode produzir valores distintos quando comparados com a baropodometria.

Como aponta o estudo de Cantalino e Mattos (2008) com 26 sujeitos saudáveis que avaliou a pisada pelos métodos de plantigrafia e baropodometria e posteriormente estimou a concordância de ambas pelo método de Kappa. Foi possível identificar baixa concordância (50%), pois 72,3% dos pés avaliados na baropodometria foram classificados como cavos, contra apenas 42,9% dos pés analisados na plantigrafia. Portanto pelo método de Cavanagh e Rodgers não foi possível encontrar correlação com outras pesquisas.

Para a classificação de Viladot a amostra foi detentora de 51,2% de pés cavos (44 pés), apresentando, portanto discrepâncias como os números apontados por Filoni et al. (2009) em que a amostra pesquisada foi composta por 64 mulheres de 13 a 19 anos, sendo que esta exibiu, apenas 6% de pés cavos para o pé direito e 8% para o esquerdo, todavia a amostra pesquisada foi composta por atletas, podendo explicar a grande predominância de pés classificados como normais, 49% para os pés direito e 48% para o esquerdo.

Na classificação de Clarke 67,4% (58 pés) dos avaliados apresentaram pés cavos, 19% (17 pés) normais e 12,8% (11 pés) planos, não existindo nenhuma correlação direta apresentada na literatura com o método Clarke aplicado com este perfil de amostra. O único trabalho que cita a utilização da classificação de Clarke foi o estudo realizado por Nikolaidou e Boudolos (2006) em que apenas 12% foram classificados como cavos de um total de 132 crianças com média de idade de 10,4 anos ( $\pm 0,9$  anos).

De acordo com a correlação de Spearman e de Pearson dos valores brutos apontados pela EMG expressos em  $\mu\text{v}$  com os métodos de análise do ALM aplicados na Baropodometria no presente estudo, pode-se constatar que o recrutamento dos músculos Gastrocnêmios (lateral e medial) apresentou baixa correlação com todos os métodos testados. Já os músculos Tibial Anterior e Fibular Longo respectivamente, apresentaram baixa correlação somente com o método de análise de Clarke. Entretanto a avaliação adotada na avaliação Baropodométrica e Eletromiográfica foi em condição estática, divergindo assim da grande maioria dos estudos que analisaram durante a marcha. Como apontou o estudo realizado por Murley et al., (2009), que ao comparar a atividade muscular (EMG) em 30 adultos portadores de pés planos com 30 adultos detentores de pés normais durante a caminhada verificou que durante a fase de contato da marcha, o grupo portador de pés plano, mesmo avaliado em condição dinâmica também exibiu aumento da atividade do Tibial Anterior e redução da atividade do Fibular Longo.

A forte correlação da atividade eletromiográfica dos músculos Fibular Longo e Tibial Anterior com os métodos de análise do ALM também se pode justificar devido o alto índice identificado de pés classificados como cavo, tornando-se assim uma via final comum e um fator etiológico de desequilíbrios de forças musculares que atuam no pé, muitas vezes com uma relativa fraqueza do Tibial Anterior e aumento do recrutamento dos músculos Tibial Posterior e Fibular Longo (KLAUE, 2008; KRAUSE et al., 2008; FENTON et al., 2014).

Para Marcas (2008) a formação do ALM e o controle do calcâneo também são equilibrados por músculos agonistas e antagonistas. Estes grupamentos musculares são representados pelas interrelações do Tibial Posterior e Fibular Curto, responsáveis pelo controle de inversão e eversão do tornozelo, e do Fibular Longo, Tibial Anterior e Gastrocnêmios que são executores das ações da flexão plantar e

dorsal do tornozelo, além de apresentarem grande participação na arquitetura plantar.

Uma das alterações arquitetônicas desta estrutura plantar é a disfunção em cavo do arco longitudinal medial. Nesta afecção tem como principal comportamento biomecânico a alteração do Fibular Longo e o Tibial Anterior, já na disfunção secundária os responsáveis são os músculos intrínsecos. Inicialmente o pé cavo é uma deformidade flexível, mas com o tempo a fáscia do abdutor fica retraída. A fraqueza do Tibial Anterior resulta num tracionamento sem oposição do Fibular Longo e do Tríceps Sural. O Fibular Longo contribui no comportamento da base plantar do primeiro metatarso, resultando em uma flexão plantar do primeiro raio. Isso cria uma contratura secundária das bandas medial da fáscia plantar, o que deprime ainda mais a cabeça do metatarso por meio do mecanismo de guincho. Este mecanismo citado ocorre, pois o Tibial Anterior é menos capaz de dorsiflexionar o tornozelo, tornando assim o extensor longo do hálux como dorsiflexor secundário. Isso resulta em uma deformidade do hálux, que ao longo do tempo pode tornar-se fixo e permitir uma maior depressão do primeiro metatarso (MARCAS, 2008).

Considerando os resultados apresentados no presente estudo que ao relacionar os tipos de ALM padronizados como: cavo, normal e plano dos diferentes métodos de análise com o recrutamento dos músculos Tibial Anterior, Fibular Longo e Gastrocnêmios ( $p < 0,025$ ), verificou-se valores significativos na classificação de Chippaux-Smirak, Cavanagh e Rodgers e Viladot para os pés cavos e planos relacionados aos músculos Tibial Anterior e Fibular Longo.

Este comportamento do músculo Fibular Longo já é citado na literatura como fator responsável na formação do ALM, sendo o Tibial Anterior, quando hiperativado, causador do pé plano. Já os Gastrocnêmios tiveram valor significativo apenas para o pé tipo cavo, sendo estes considerados por Kapandji (2009), fator etiológico para o pé cavo posterior quando fracos, então não corroboram com os valores de correlação apresentados neste estudo.

Com base na concordância de classificação do arco longitudinal medial, verificou-se em geral, uma baixa correlação entre os métodos. O coeficiente kappa, método estatístico utilizado neste estudo é caracterizado por diferentes faixas e também foi adotado em outros estudos como método de concordância para os diversos métodos de análise do ALM. Assim, valores maiores que 0,75

representaram excelente concordância, entretanto valores estes não encontrados entre os métodos para esta amostra, pois a grande maioria concentrou-se na representação de baixa concordância ( $<0,40$ ) e apenas entre os métodos Viladot e Cavanagh-Rodgers foi apresentada concordância mediana.

Resultados concordantes aos supracitados foram apontados no estudo de Filoni et al. (2009) em que a única comparação próxima para o índice de kappa foi entre o método de Cavanaghe Rodgers e a classificação de Viladot, sendo que essa comparação demonstrou o melhor índice de concordância deste estudo, porém, considerado ainda de baixo escore pelo método Kappa, pois para o pé direito foi de 0,32. Já, para o lado esquerdo, a classificação de Cavanagh e Rodgers apontou 24 (37%) normal, 16 (25%) plano e 24 (38%) cavo, e a classificação de Viladot, 48 (74%), 8 (13%) e 8 (13%) sujeitos apresentaram ALM normal, plano e cavo respectivamente. Portanto, gerando assim no lado esquerdo um coeficiente de kappa de 0,30.

Outro estudo que comparou os métodos de classificação do ALM foi o realizado por Nikolaidou e Boudolos, (2006) que comparou a classificação dos diferentes tipos de pé, usando os métodos: Martirosov's (K), Cavanagh e Rodgers, Clarke e Chippaux-Smirak. A comparação entre as classificações individuais iniciais e as classificações dos tipos de pé, com a utilização simultânea de diversos parâmetros revelou grandes inconsistências. O índice de Cavanagh-Rodgers apresentou a menor percentagem de casos classificados incorretamente durante o processo de classificação, pois desta avaliação comparativa da distribuição de tipos de pé, verificou-se que o número total de casos mal classificados correspondeu a 15,2% para Cavanagh-Rodgers. Como conclusão, também foi evidenciada a falta de concordância entre os métodos, sendo sugerida pelos autores a criação de uma classificação eficaz e padronizada da pisada para permitir assim, um diagnóstico biomecânico consensual.

Ainda neste mérito, Onodera et al. (2008), ao compararem em sua pesquisa a aplicabilidade de cinco métodos de avaliação do ALM em uma amostra composta por crianças entre 3 e 10 anos relataram que a classificação em cavo, normal e plano em cada faixa etária apontaram para uma grande divergência entre os métodos de avaliação e de classificação utilizados. Já que a maioria das comparações entre os índices mostraram baixa concordância na comparação dos resultados (ONODERA et al., 2008).

Relacionado à avaliação Estabilométrica, esta, por vezes referida como posturografia estática, consiste em uma técnica que objetiva quantificar a oscilação corporal de indivíduos na posição de pé. Por meio de um conjunto de transdutores de força combinado a um vetor de reação pé-solo, registrando assim o centro de pressão (COP). O vetor de reação pé solo e o COP fornecem importantes informações sobre o processo de controle de equilíbrio, uma vez que podem estar diretamente relacionados ao movimento do centro de massa corporal (CHIARI et al., 2002; GAGE et al., 2004; ARGATOV, 2013).

Parâmetros têm sido tipicamente usados para estimar as propriedades do resumo estatístico de deslocamento do COP. Para avaliar a oscilação do centro de pressão no presente estudo os indivíduos foram posicionados em postura bípede, durante 40s para o registro dos dados. Alguns pontos foram levantados, como a interferência da largura da base de sustentação nos valores do COP, contudo não foi possível obter forte correlação, confrontando os números apontados por Chiari, Rocci e Cappello (2002), que observaram um aumento no ângulo de rotação dos membros inferiores e na largura da base de sustentação, sendo estes associados a uma diminuição da raiz quadrada da média (RMS) e um aumento na oscilação do plano sagital (AP).

Com o uso da Eletromiografia de Superfície, estudos têm demonstrado que o plano sagital de oscilação de pressão COP é controlado pelo uso da musculatura responsável pela flexão plantar e dorsal do tornozelo, já o plano coronal de oscilação é mantido pelos músculos abdutores e adutores do quadril (GAGE et al., 2004). Estas afirmações corroboram com a baixa correlação do presente estudo dos músculos Fibular Longo e Tibial Anterior com o COP no plano coronal.

Para os valores do COP no plano sagital correlacionados com Gastrocnêmios (pé não dominante 0,070); (pé dominante -0,208) também foram baixos, afirmando os resultados apresentados por Aramaki et al., (2001) que verificaram como significativo o deslocamento angular, velocidade e aceleração do quadril no plano sagital ( $p < 0,001$ ) no comparativo com tornozelo ( $p > 0,05$ ). Estes achados confirmam que o movimento de articulação do quadril tem uma participação maior no controle de estabilidade neste plano de oscilação (ARAMAKI et al., 2001), justificando assim a baixa correlação no presente estudo dos músculos Fibular Longo e Tibial Anterior no controle do COP no plano coronal.

## CONCLUSÃO

O objetivo geral desta pesquisa foi identificar o método mais eficaz de análise do ALM por meio da baropodometria computadorizada associada à avaliação eletromiográfica. Assim, constatou-se que o método de Chippaux-Smirak foi a avaliação que apresentou maior correlação entre o arco longitudinal medial e o recrutamento dos músculos participantes na formação do ALM, ressaltando-se assim sua importância como método mais eficaz na composição da análise baropodométrica computadorizada.

Contrária à avaliação de Chippaux-Smirak a classificação de Clarke foi considerada detentora da menor correlação entre os achados eletromiográficos do Tibial Anterior, Fibular Longo e Gastrocnêmios, com o tipo de ALM. Portanto, a partir destes indicadores sugere-se a não utilização do método de Clarke, pois este pode gerar dados incorretos para a construção do diagnóstico da pisada.

Considerando ainda os resultados que correlacionaram os tipos de ALM padronizados como cavo, normal e plano dos diferentes métodos de análise com o recrutamento dos músculos, verificaram-se valores significativos na classificação de Chippaux-Smirak para os pés cavos e planos relacionados aos músculos Tibial Anterior e Fibular Longo, sendo o primeiro hiperativado quando o arco comportou-se como plano e hipoativado quando classificado como cavo, já o Fibular Longo apresentou ativação antagônica ao Tibial Anterior para a composição arquitetônica do arco. Em situação de arcos considerados normais ambos os músculos apresentaram em RMS valores eletromiográficos similares.

Sendo assim, com base nestes achados eletromiográficos correlacionados ao ALM encontrados no método de Chippaux-Smirak (abalizado como o método mais eficaz no presente estudo), foi possível observar que os músculos: Tibial Anterior e Fibular Longo foram considerados os responsáveis pela formação do ALM cavo e plano quando detentores de recrutamentos discrepantes. E responsáveis pelo ALM normal quando equivalentes.

Correlacionando os valores estabilométricos referentes à oscilação no plano sagital, coronal e área com os valores eletromiográficos dos músculos Tibial Anterior, Fibular Longo e Gastrocnêmios nos membros inferiores dominantes e não dominantes não se constatou correlação. Esta baixa relevância estatística apontou a pequena influência do processo de oscilação dos membros inferiores no

recrutamento muscular, mesmo sendo estes músculos responsáveis por ações articulares nos diferentes planos. Em vista disso, ressalta-se a pequena importância da estabilometria como método tecnológico a integrar o diagnóstico biomecânico da pisada em condição estática.

Além disso, quando analisada a distância entre os membros durante o apoio para a realização do exame de estabilometria nos planos: sagital, coronal e área de oscilação do centro de gravidade em ambos os membros inferiores, foi possível constatar baixa correlação. Portanto o aumento ou diminuição da base de sustentação não caracterizou direta influência na área e oscilação do centro de pressão nos planos coronal e sagital.

Isto posto, observou-se neste estudo a importância da avaliação tecnológica da pisada em postura estática composta pela Baropodometria combinada à Eletromiografia de Superfície para a construção do diagnóstico biomecânico da pisada.

Sendo assim os presentes resultados foram fundamentais no entendimento do formato mais eficaz de avaliação da pisada aplicada à rotina clínica fisioterapêutica e médica, devido a geração de parâmetros quantitativos, pouco invasivos e de acessível aplicação.

Ainda sugere-se também em estudos futuros a criação de um método de classificação do arco longitudinal medial genuinamente baropodométrico, ou seja fundamentado nos dados pressóricos da pisada fornecidos pelo software.

## REFERÊNCIAS

APOSTLE, K. L.; SANGEORZAN, B. J. Anatomy of the Varus Foot and Ankle. **Foot and Ankle Clinics**, v. 17, n. 1, p. 1–11, 2012.

ARAMAKI, Y.; NOZAKI, D.; MASANI, K.; et al. Reciprocal angular acceleration of the ankle and hip joints during quiet standing in humans. **Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Experimentation cerebrale**, v. 136, p. 463–473, 2001.

ARGATOV, I. A subject-specific postural instability parameter. **Gait and Posture**, v. 37, n. 1, p. 141–143, 2013.

ARNOLD, G.; VOHRA, S.; MARCANTONIO, D.; DOSHI, S. Normal Magnetic Resonance Imaging Anatomy of the Ankle & Foot. **Magnetic Resonance Imaging Clinics of North America**, v. 19, n. 3, p. 655–679, 2011.

AURICHIO, T. R.; REBELATTO, J. R.; CASTRO, A. P. DE. The relationship between the body mass index (BMI) and foot posture in elderly people. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 52, p. 89–92, 2011.

AZARFAM, A. A. Y.; ÖZDEMİR, O.; ALTUNTAŞ, O.; ÇETIN, A.; KUTSAL, Y. G. The relationship between body mass index and footprint parameters in older people. **The Foot**, v. 24, p. 186–189, 2014.

BARATTO, L.; JACONO, M.; MORASSO, P.; et al. La durata di registrazione nel test stabilometrico statico su piattaforma di forza. **Italian Journal of Rehabilitation Medicine-MR**, v. 20, p. 103–108, 2006.

BARBETTA, P. A. **Estatística Aplicada às Ciências Sociais**. 3rd ed. Florianópolis: Editora da UFSC, 1999.

BARELA, J. A.; WEIGELT, M.; POLASTRI, P. F.; et al. Explicit and implicit knowledge of environment states induce adaptation in postural control. **Neuroscience Letters**, v. 566, p. 6–10, 2014.

BARWAIS, F. A.; CUDDIHY, T. F.; RACHELE, J. N.; WASHINGTON, T. L. ActiGraph GT3X determined variations in “free-living” standing, lying, and sitting duration among sedentary adults. **Journal of Sport and Health Science**, v. 2, n. 4, p. 249–256, 2013.

BELLIZZI, M.; RIZZO, G.; BELLIZZI, G.; et al. Electronic baropodometry in patients affected by ocular torticollis. **Strabismus**, v. 19, n. 1, p. 21–25, 2011.

BERTI, L.; GIACOMOZZI, C.; CARAVAGGI, P.; et al. A pressure-force-kinematics integrated approach for the functional evaluation of the flat foot. **Gait & Posture**, v. 40, p. S13–S14, 2014.

BILLIS, E.; KATSAKIORI, E.; KAPODISTRIAS, C.; KAPRELI, E. Assessment of foot posture: Correlation between different clinical techniques. **The Foot**, v. 17, p. 65–72, 2007.

BIRTANE, M.; TUNA, H. The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults. **Clinical Biomechanics**, v. 19, p. 1055–1059, 2004.

BOSCH, K.; GERS, J.; ROSENBAUM, D. Development of healthy children's feet-Nine-year results of a longitudinal investigation of plantar loading patterns. **Gait and Posture**, v. 32, n. 4, p. 564–571, 2010.

BOTTARO, A.; CASADIO, M.; MORASSO, P. G.; SANGUINETI, V. Body sway during quiet standing: Is it the residual chattering of an intermittent stabilization process? **Human Movement Science**, v. 24, n. 4, p. 588–615, 2005.

BRICOT, B. **Posturologia**. 3rd ed. São Paulo: Ícone, 2011.

BROWN, A. M.; ZIFCHOCK, R. A.; HILLSTROM, H. J. The effects of limb dominance and fatigue on running biomechanics. **Gait & Posture**, v. 39, n. 3, p. 915–919, 2014.

CANTALINO, J. L. R.; MATTOS, H. M. Análise das impressões plantares emitidas por dois equipamentos distintos. **ConScientiae Saúde**, v. 7, n. 3, p. 367–372, 2008.

CASONATO, O.; POSER, A. **Fisioterapia, reabilitação integrada de patologia do tornozelo e do pé**. 2nd ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.

CAVANAGH, P. R.; RODGERS, M. Technical Note the Arch Index: a Useful Measure. **Journal of Biomechanics**, v. 20, n. 5, p. 547–551, 1986.

CHEN, Y.-C.; LOU, S.-Z.; HUANG, C.-Y.; SU, F.-C. Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 3, p. 265–270, 2010.

CHIARI, L.; ROCCHI, L.; CAPPELLO, A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. **Clinical Biomechanics**, v. 17, p. 666–677, 2002.

CISNEROS, L. L.; FONSECA, T. H. S.; ABREU, V. C. Confiabilidade intra e interexaminador da análise por padrões de impressão de plantigrafias de pessoas diabéticas obtidas com o Harris Mat. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 200–205, 2010.

DAWE, E. J. C.; DAVIS, J. Anatomy and biomechanics of the foot and ankle. **Orthopaedics and Trauma**, v. 25, n. 4, p. 279–286, 2011.

DEEPASHINI, H.; OMAR, B.; PAUNGMALI, A.; et al. An insight into the plantar pressure distribution of the foot in clinical practice: Narrative review. **Polish Annals of Medicine**, v. 21, n. 1, p. 51–56, 2014.

DONATELLI, R.; MADEIRA, M. DE. **Fisioterapia ortopédica**. 3rd ed. Philadelphia: Churchill Livingstone, 2001.

FADDA, A. Pressure sensor technology. Assessment of Pressure Measurement Devices (PMDS) for their Appropriate Use in Biomechanical Research and in the Clinical Practice. ISTISAN Congressi 10/C3. **Anais...** . p.5, 2010.

FENTON, P.; BALI, N.; MEDA, K. P. The cavo-varus foot. **Orthopaedics and Trauma**, v. 28, n. 1, p. 13–17, 2014.

FERNÁNDEZ-SEGUÍN, L. M.; DIAZ MANCHA, J. A.; SÁNCHEZ RODRÍGUEZ, R.; et al. Comparison of plantar pressures and contact area between normal and cavus foot. **Gait and Posture**, v. 39, p. 789–792, 2014.

FERREIRA, L. A. B.; PEREIRA, W. M.; ROSSI, L. P.; et al. Analysis of electromyographic activity of ankle muscles on stable and unstable surfaces with eyes open and closed. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 15, n. 4, p. 496–501, 2011.

FIELD, A. **Descobrendo a estatística usando o SPSS**. 2nd ed. Porto Alegre: Artmed, 2009.

FILONI, E.; MARTINS FILHO, J.; FUKUCHI, R. K.; GONDO, R. M. Comparação entre índices do arco plantar. **Motriz**, v. 15, n. 4, p. 850–860, 2009.

FUKANO, M.; FUKUBAYASHI, T. Gender-based differences in the functional deformation of the foot longitudinal arch. **The Foot**, v. 22, n. 1, p. 6–9, 2012.

GAGE, W. H.; WINTER, D. A.; FRANK, J. S.; ADKIN, A. L. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. **Gait and Posture**, v. 19, p. 124–132, 2004.

GEBOERS, J. F.; DROST, M. R.; SPAANS, F.; KUIPERS, H.; SEELEN, H. A. Immediate and long-term effects of ankle-foot orthosis on muscle activity during walking: A randomized study of patients with unilateral foot drop. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 2, p. 240–245, 2002.

GIL, A. C. **Como Elaborar Projetos de Pesquisa**. 5th ed. São Paulo: Atlas, 2010.

GO, S. A.; COLEMAN-WOOD, K.; KAUFMAN, K. R. Frequency analysis of lower extremity electromyography signals for the quantitative diagnosis of dystonia. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 24, n. 1, p. 31–36, 2014.

GRAVANTE, G.; POMARA, F.; RUSSO, G.; et al. Plantar pressure distribution analysis in normal weight young women and men with normal and claw feet: a cross-sectional study. **Anat.**, v. 18, p. 245–250, 2005.

GRAVEL, L.; LAMARCHE, P. A. A survey of international health. **Pan American Health Organization. International Health: a north south debate**. p.105–12, 1992. USA: PAHO/WHO.

HALICKÁ, Z.; LOBOTKOVÁ, J.; BUČKOVÁ, K.; HLAVAČKA, F. Effectiveness of different visual biofeedback signals for human balance improvement. **Gait and Posture**, v. 39, p. 410–414, 2014.

HERMENS, H. J. Development of recommendations for semg sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 361–374, 2000.

HIDALGO, L. H.; ARRANZ, J. C.; RODRÍGUEZ, M. R.; et al. Posterior tibial tendon dysfunction: what other structures are involved in the development of acquired adult flat foot? **Radiología**, v. 56, n. 3, p. 247–56, 2012.

HILLSTROM, H. J.; SONG, J.; KRASZEWSKI, A. P.; et al. Foot type biomechanics part 1: Structure and function of the asymptomatic foot. **Gait & Posture**, v. 37, n. 4, p. 445–451, 2013.

JONELY, H.; BRISMÉE, J.-M.; SIZER, P. S.; JAMES, C. R. Relationships between clinical measures of static foot posture and plantar pressure during static standing and walking. **Clinical Biomechanics**, v. 26, n. 8, p. 873–879, 2011.

KAERCHER, C. W.; GENRO, V. K.; SOUZA, C. A.; et al. Baropodometry on women suffering from chronic pelvic pain – a cross-sectional study. **BMC Women's Health**, v. 11, p. 5, 2011.

KANATLI, U.; YETKIN, H.; CILA, E. Footprint and Radiographic Analysis of the Feet. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v. 21, n. 2, p. 225–228, 2001.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia articular volume 2: membros inferiores**. 6th ed. São Paulo: Panamericana, 2009.

KASMER, M. E.; KETCHUM, N. C.; LIU, X. C. The effect of shoe type on gait in forefoot strike runners during a 50-km run. **Journal of Sport and Health Science**, v. 3, n. 2, p. 122–130, 2014.

KIM, C.; CHOI, J.; KIM, S.; et al. Comparison between muscle activation measured by electromyography and muscle thickness measured using ultrasonography for effective muscle assessment. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 24, n. 5, p. 614–620, 2014.

KLAUE, K. Hindfoot Issues in the Treatment of the Cavovarus Foot. **Foot and Ankle Clinics of North America**, v. 13, p. 221–227, 2008.

KONRAD, P. **The abc of emg - a practical introduction to kinesiological electromyography**. 1st ed. Scottsdale: Noraxon INC USA, 2005.

KRAUSE, F. G.; WING, K. J.; YOUNGER, A. S. E. Neuromuscular Issues in Cavovarus Foot. **Foot and Ankle Clinics of North America**, v. 13, p. 243–258, 2008.

LAI, Y.-C.; LIN, H.-S.; PAN, H.-F.; et al. Impact of foot progression angle on the distribution of plantar pressure in normal children. **Clinical Biomechanics**, v. 29, n. 2, p. 196–200, 2014.

LUCA, C. J. D. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, p. 135–163, 1997.

MACEDO, R. M. B. DE. **Ergonomia aplicada na redução da dor lombar em ciclistas com o suporte da eletromiografia**, 2014. Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

MAESTRO, M.; FERRÉ, B. Anatomie fonctionnelle du pied et de la cheville de l'adulte. **Revue du rhumatisme monographies**, v. 81, n. 2, p. 61–70, 2014. Elsevier Masson SAS.

MAGEE, D. J. **Avaliação Musculoesquelética**. São Paulo: Manole, 2010.

MANTINI; BRUNER, E.; COLAIACOMO, B.; et al. Preliminary baropodometric analysis of young soccer players while walking: geometric morphometrics and comparative evaluation. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 52, n. 2, p. 144–150, 2012.

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. **Instrumentação em eletromiografia**. São Paulo: Universidade de São Paulo, 2006.

MARIANI, B.; ROUHANI, H.; CREVOISIER, X.; AMINIAN, K. Quantitative estimation of foot-flat and stance phase of gait using foot-worn inertial sensors. **Gait and Posture**, v. 37, n. 2, p. 229–234, 2013.

MAROCO, J. **Statistical Analysis with SPSS application**. Lisboa: Edições Sílabo, 2007.

MARTÍNEZ-NOVA, A.; SÁNCHEZ-RODRÍGUEZ, R.; PÉREZ-SORIANO, P.; et al. Plantar pressures determinants in mild Hallux Valgus. **Gait and Posture**, v. 32, n. 3, p. 425–427, 2010.

MCCRORY, J. L.; YOUNG, M. J.; BOULTON, A. J. M.; CAVANAGH, P. R. Arch index as a predictor of arch height. **The Foot**, v. 7, p. 79–81, 1997.

MELVIN, J. M. A.; PREECE, S.; NESTER, C. J.; HOWARD, D. An investigation into plantar pressure measurement protocols for footwear research. **Gait and Posture**, p. 1–6, 2014.

MÉNDEZ-REBOLLEDO, G.; GUZMÁN-MUÑOZ, E.; GATICA-ROJAS, V.; ZBINDEN-FONCEA, H. Longer reaction time of the fibularis longus muscle and reduced postural control in basketball players with functional ankle instability: a pilot study. **Physical Therapy in Sport**, p. 1–27, 2014.

MENEZES, L. T. DE; BARBOSA, P. H. F. DE A.; COSTA, A. S.; et al. Baropodometric technology used to analyze types of weight-bearing during hemiparetic upright position. **Fisioterapia em Movimento**, v. 25, n. 3, p. 583–594, 2012.

MENZ, H. B.; MORRIS, M. E. Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people. **Gait and Posture**, v. 24, n. 2, p. 229–236, 2006.

MERLETTI, R.; PARKER, P. **Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications**. 1st ed. Hoboken: IEEE, 2004.

MINGHELLI, B.; MARREIROS, N.; VALENTE, F.; et al. Desenvolvimento do arco plantar na infância e adolescência: análise plantar em escolas públicas. **Saúde e Tecnologia**, v. 5, p. 5–11, 2011.

MOON, Y.-E.; KIM, S.-H.; CHOI, W.-H. Comparison of the effects of vapocoolant spray and topical anesthetic cream on pain during needle electromyography in the medial gastrocnemius. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 94, n. 5, p. 919–924, 2013.

MURLEY, G. S.; MENZ, H. B.; LANDORF, K. B. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. **Journal of foot and ankle research**, v. 2, n. 35, p. 1–9, 2009.

MURNAGHAN, C. D.; ROBINOVITCH, S. N. The effects of initial movement dynamics on human responses to postural perturbations. **Human Movement Science**, v. 32, n. 4, p. 857–865, 2013.

NIKOLAIDOU, M. E.; BOUDOLOS, K. D. A footprint-based approach for the rational classification of foot types in young schoolchildren. **The Foot**, v. 16, p. 82–90, 2006.

ONODERA, A. N.; SACCO, I. C. N.; MORIOKA, E. H.; et al. What is the best method for child longitudinal plantar arch assessment and when does arch maturation occur? **The Foot**, v. 18, p. 142–149, 2008.

PAPALIODIS, D. N.; VANUSHKINA, M. A.; RICHARDSON, N. G.; PRETA, J. A. DI. The Foot and Ankle Examination. **Journal of Medical Clinics**, v. 98, n. 3, p. 181–204, 2014.

PASINI NETO, H.; GRECCO, L. A. C.; CRISTOVÃO, T.; et al. Effect of posture-control insoles on function in children with cerebral palsy: Randomized controlled clinical trial. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 13, n. 1, p. 193, 2012.

PINSAULT, N.; VUILLERME, N. Test-retest reliability of centre of foot pressure measures to assess postural control during unperturbed stance. **Medical Engineering and Physics**, v. 31, n. 2, p. 276–286, 2009.

QIU, H.; XIONG, S. Center-of-pressure based postural sway measures: Reliability and ability to distinguish between age, fear of falling and fall history. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 47, p. 37–44, 2015.

RAO, S.; RISKOWSKI, J.; HANNAN, M. T. Musculoskeletal conditions of the foot and ankle: Assessments and treatment options. **Best Practice Research & Clinical Rheumatology**, v. 26, n. 3, p. 345–368, 2012.

RAZEGHI, M.; BATT, M. E. Foot type classification: a critical review of current methods. **Gait & posture**, v. 15, p. 282–291, 2002.

RIBEIRO, A. P.; TROMBINI-SOUZA, F.; IUNES, D. H.; MONTE-RASO, V. V. Confiabilidade inter e intra-examinador da fotopodometria e intra-examinador da fotopodoscopia. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 10, n. 4, p. 4–8, 2006.

ROBAIN, G.; VALENTINI, F.; RENARD-DENIEL, S.; CHENNEVELLE, J.-M.; PIERA, J.-B. A baropodometric parameter to analyze the gait of hemiparetic patients: the path of center of pressure. **Annales de readaptation et de medecine physique**, v. 49, n. 8, p. 609–613, 2006.

ROSÁRIO, J. L. P. A review of the utilization of baropodometry in postural assessment. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 18, p. 215–219, 2013.

RUBIRA; MARTINS, M. S. E.; DENTI, C. B. S.; et al. Efficiency of stabilometry and static baropodometry in the assessment of balance in patients with vestibular disorders. **Neurobiologia**, v. 3, n. 2, p. 57–64, 2010.

RUZIC, L.; PRPIC, T.; MADAREVIC, T.; et al. Physiological load and posture control thresholds. **Gait and Posture**, v. 39, n. 1, p. 415–419, 2014.

SACCO, I. C. N.; ALIBERT, S.; QUEIROZ, B. W. C.; et al. Reliability of photogrammetry in relation to goniometry for postural lower limb assessment. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 11, n. 5, p. 411–417, 2007.

SANTOS, J. D. M. DOS; OLIVEIRA, M. A. DE; SILVEIRA, N. J. F. DA; CARVALHO, S. DE S.; OLIVEIRA, A. G. Confiabilidade inter e intraexaminadores nas mensurações angulares por fotogrametria digital e goniometria. **Fisioterapia em Movimento (Impresso)**, v. 24, n. 3, p. 389–400, 2011.

SARVAZYAN, A.; RUDENKO, O.; AGLYAMOV, S.; EMELIANOV, S. Muscle as a molecular machine for protecting joints and bones by absorbing mechanical impacts. **Medical Hypotheses**, v. 83, n. 4, p. 6–10, 2014.

SCOPPA, F.; CAPRA, R.; GALLAMINI, M.; SHIFFER, R. Clinical stabilometry standardization. Basic definitions - Acquisition interval - Sampling frequency. **Gait and Posture**, v. 37, n. 2, p. 290–292, 2013.

SOUSA, A. S. P.; SILVA, A.; MACEDO, R.; SANTOS, R.; TAVARES, J. M. R. S. Influence of long-term wearing of unstable shoes on compensatory control of posture: An electromyography-based analysis. **Gait and Posture**, v. 39, n. 1, p. 98–104, 2014.

SWANENBURG, J.; NEVZATI, A.; MITTAZ HAGER, A. G.; BRUIN, E. D. DE; KLIPSTEIN, A. The maximal width of the base of support (BSW): Clinical applicability and reliability of a preferred-standing test for measuring the risk of falling. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 57, n. 2, p. 204–210, 2013.

TOMASSONI, D.; TRAINI, E.; AMENTA, F. Gender and age related differences in foot morphology. **Maturitas**, p. 1–7, 2014. Elsevier Ireland Ltd.

TROMBINI-SOUZA, F.; RIBEIRO, A. P.; IUNES, D. H.; MONTE-RASO, V. V. Correlações entre as estruturas dos membros inferiores. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 16, n. 3, p. 205–210, 2009.

TU, H.-H. Foot volume estimation formula in healthy adults. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 44, n. 1, p. 92–98, 2014.

VALENTINI, F. A.; GRANGER, B.; HENNEBELLE, D. S.; EYTHRIB, N.; ROBAIN, G. Repeatability and variability of baropodometric and spatio-temporal gait parameters - Results in healthy subjects and in stroke patients. **Neurophysiologie Clinique**, v. 41, n. 4, p. 181–189, 2011.

VIEIRA, T. M. M.; MINETTO, M. A.; HODSON-TOLE, E. F.; BOTTER, A. How much does the human medial gastrocnemius muscle contribute to ankle torques outside the sagittal plane? **Human Movement Science**, v. 32, n. 4, p. 753–767, 2013.

WATANABE, K.; KITAOKA, H. B.; FUJII, T.; et al. Posterior tibial tendon dysfunction and flatfoot: Analysis with simulated walking. **Gait and Posture**, v. 37, n. 2, p. 264–268, 2013.

YI, L. C.; NEVES, A. L. S.; AREIA, M.; et al. Influência do índice de massa corporal no equilíbrio e na configuração plantar em obesos adultos. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 20, n. 1, p. 70–73, 2014.

ZAMMIT, H. B.; MENZ, S. H.; MUNTEANU. Reliability of the TekScan MatScan(R) system for the measurement of plantar forces and pressures during barefoot level walking in healthy adults. **Journal of Foot and Ankle Surgery**, v. 3, n. 11, 2010.

## **APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)**

**Título da pesquisa:** RECURSOS PARA AVALIAÇÃO E DIAGNÓSTICO BIOMECÂNICO DA PISADA

**Pesquisador(es), com endereços e telefones:** José Lourenço Kutzke Morais da Silva morador na rua Ubaldino do Amaral, 580 apt. 71

**Orientador responsável:** Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup> Leandra Ulbricht

**Local de realização da pesquisa:** Consultório próprio, situado na Rua Brigadeiro Franco, 441, bairro Mercês Curitiba-PR. Telefone: 3224-2685

### **A) INFORMAÇÕES AO PARTICIPANTE**

#### **1. Apresentação da pesquisa.**

Pelo fato dos pés apresentarem tamanha importância no que se refere à base de sustentação corporal, são realizados estudos há mais de vinte anos, com o objetivo de proporcionar melhorias da pisada com o uso de palmilhas corretivas, embasadas em uma avaliação tecnológica, todavia ainda não existe um consenso que defina a opção de análise mais confiável para a construção de um plano de tratamento confiável para correção das alterações da pisada, portanto, justifica-se a realização deste estudo na possibilidade de substituir a avaliação tradicional realizada pela Plantigrafia (impressão em folha de papel como um carimbo) e inspeção (observação dos pés) pela avaliação tecnológica da Baropodometria Computadorizada (software de análise por pressão) e Eletromiografia de Superfície (apresentação de gráficos que identificam a ação muscular).

#### **2. Objetivo da pesquisa**

Identificar o método mais eficaz de análise do arco longitudinal medial por meio da baropodometria computadorizada associada a avaliação eletromiográfica.

### **3. Participação na pesquisa.**

Para seleção da amostra os candidatos responderão questionário de anamnese referente aos critérios de inclusão e exclusão e realizarão exame físico composto pela mensuração de membros inferiores, identificação de disfunção vestibular que consiste na alteração do equilíbrio, altura, massa e membro inferior dominante. Após responder o questionário os sujeitos serão submetidos à três avaliações. 1ª Etapa: Consiste na análise Baropodométrica Computadorizada. Para a realização da Avaliação Baropodométrica o paciente será posicionado sobre a plataforma computadorizada em pé, permanecerá por 40 segundos parado sobre a plataforma para acomodação de estímulos. Encerrado o tempo de acomodação será iniciada a avaliação para gravar as imagens de pressão.

2ª Etapa: para analisar o recrutamento muscular será realizada a Eletromiografia de superfície. Será aplicada solução de álcool 70% para remover células mortas, oleosidade e impurezas da pele para reduzir a resistência elétrica. Em seguida, será determinado o local de colocação dos eletrodos por meio de manobras de palpação de acordo com os músculos geradores de algumas alterações da pisada sendo o indivíduo instruído a realizar contração isométrica (contração estática). Os eletrodos autoadesivos da marca 3M serão fixados bilateralmente, seguindo o sentido longitudinal das fibras. O eletrodo de referência (fioterra) será colocado no antebraço direito sobre a epífise distal ulnar, e fixado com um velcro e conectado a um dos canais do eletromiógrafo.

### **4. Confidencialidade.**

Serão garantidos sigilo e privacidade neste estudo.

### **5. Desconfortos, Riscos e Benefícios.**

#### **5a) Desconfortos e ou Riscos:**

O desconforto corresponde apenas ao paciente ser submetido a colocação de eletrodo autoadesivo para avaliação do recrutamento muscular e no caso da análise Baropodométrica a manutenção da postura em pé por tempo inferior a 1 minuto.

#### **5b) Benefícios:**

Avaliação gratuita da pisada e da atividade muscular na pisada e posteriormente os indivíduos receberão orientações como escolha de calçados e exercícios específicos para correções da pisada quando apresentarem disfunções apontadas na análise Baropodométrica, Estabilométrica e Eletromiográfica.

## **6. Critérios de inclusão e exclusão.**

O estudo será desenvolvido com base em uma seleção amostral de 50 sujeitos, respeitando os critérios de inclusão e exclusão.

**6a) Inclusão:** possuir idade entre 18 e 25 anos e aceitação de participação do estudo através da assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido(TCLE).

**6b) Exclusão:** indivíduos que apresentem disfunções vestibulares (alterações do equilíbrio), que utilizem medicamentos que provoquem reações labirínticas, portadores de alterações de tônus muscular e usuários de órteses plantares (palmilhas , botas ortopédicas e etc).

## **7. Direito de sair da pesquisa e a esclarecimentos durante o processo.**

Será possível a qualquer momento e também sobre o direito a receber esclarecimentos em qualquer etapa da pesquisa. Será preservada liberdade de recusar ou retirar o consentimento sem penalização. No caso de saída do estudo por parte dos avaliados não serão aproveitados os dados, todavia serão justificadas nas publicações os motivos pelas desistências.

## **8. Ressarcimento ou indenização.**

Os custos de deslocamento para realização da avaliação será de responsabilidade dos voluntários do estudo.

Caso haja qualquer dano físico ou psicológico comprovando ser consequência do estudo, os pesquisadores responsáveis pelo mesmo serão

responsáveis pelo ressarcimento e/ou indenização ao voluntário.

## **B) CONSENTIMENTO**

Eu declaro ter conhecimento das informações contidas neste documento e ter recebido respostas claras às minhas questões a propósito da minha participação direta (ou indireta) na pesquisa e, adicionalmente, declaro ter compreendido o objetivo, a natureza, os riscos e benefícios deste estudo.

Após reflexão e um tempo razoável, eu decidi, livre e voluntariamente, participar deste estudo. Estou consciente que posso deixar o projeto a qualquer momento, sem nenhum prejuízo.

Nome

completo: \_\_\_\_\_

RG: \_\_\_\_\_ Data de Nascimento: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_\_

Telefone: \_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_ CEP \_\_\_\_\_ Cidade: \_\_\_\_\_

Estado: \_\_\_\_\_

Assinatura:

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

\_\_\_\_\_

Eu declaro ter apresentado o estudo, explicado seus objetivos, natureza, riscos e benefícios e ter respondido da melhor forma possível às questões formuladas.

Assinatura do pesquisador:

\_\_\_\_\_

José Lourenço Kutzke Morais da Silva

Para todas as questões relativas ao estudo ou para se retirar do mesmo, poderão se comunicar com o responsável pelo estudo, via e-mail: [josekutzke@pisadaideal.com](mailto:josekutzke@pisadaideal.com) ou telefone: (41) 9153-3825.

**Endereço do Comitê de Ética em Pesquisa para recurso ou reclamações do sujeito pesquisado:** Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (CEP/UTFPR). REITORIA: Av. Sete de Setembro, 3165, Rebouças, CEP 80230-901, Curitiba-PR, telefone: 3310-4943, e-mail: [coep@utfpr.edu.br](mailto:coep@utfpr.edu.br)

**OBS:** este documento deve conter duas vias iguais, sendo uma pertencente ao pesquisador e outra ao sujeito de pesquisa.

## APÊNDICE B - QUESTIONÁRIO DE ANAMNESE PARA PESQUISA

Data de Avaliação: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.

### Dados pessoais:

Nome: \_\_\_\_\_.

Data de Nascimento: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_. Idade: \_\_\_\_\_. Sexo: \_\_\_\_\_. Nº do Calçado: \_\_\_\_\_.

1- A maior parte da atividade diária é realizada na postura em pé ou sentada?

( ) Em pé ( ) Sentada Tempo de permanência em pé? \_\_\_\_\_ Horas.

2- Você já teve dor nos pés? ( ) Sim ( ) Não Quando? Ano: \_\_\_\_\_.

3- Já realizou algum tratamento fisioterapêutico nos pés? ( ) Sim ( ) Não. Quando? Ano: \_\_\_\_\_. Por quê? Assinale a (s) alternativa (s) correspondentes.

- |                                      |   |
|--------------------------------------|---|
| ( ) Fratura<br>frente do pé- antepé) | ( ) Metatarsalgia (dor na parte da              |
| ( ) Entorse<br>calcanhar)            | ( ) Esporão de Calcâneo (dor no                 |
| ( ) Cirurgia                         | ( ) Hálux valgo (Joanete)                       |
|                                      | ( ) Tendinite                                   |
|                                      | ( ) Fasciíte plantar (dor na planta dos<br>pés) |
| ( ) Calosidades                      | ( ) Outros.                                     |

4- Já teve ou tem algum tipo de patologia em membros inferiores (pernas)? ( ) Sim ( ) Não Em que local? \_\_\_\_\_.

5- Você tem alguma patologia em coluna vertebral? ( ) Sim ( ) Não  
Qual?\_\_\_\_\_.

6- Você tem alguma patologia do sistema vestibular (equilíbrio)? ( ) Sim ( )  
Não

7- Qual é o seu lado dominante? ( ) Direito ( ) Esquerdo

9- Faz uso de medicamento regularmente ou que tenha utilizado na última  
semana? Sim ( ) Não ( ) Qual?\_\_\_\_\_

DADOS A SEREM PREENCHIDOS PELO PESQUISADOR

11- Peso: \_\_\_\_\_ Altura: \_\_\_\_\_ IMC:  
\_\_\_\_\_

12 –Mensuração do comprimento dos membros inferiores: Normal( ),  
discrepância ( )\_\_\_\_cm.

## APÊNDICE C - COMPARAÇÃO DOS VALORES ESTABILOMÉTRICOS COM A DISTÂNCIA ENTRE OS PÉS

Comparando os valores encontrados no plano sagital, coronal e área da Estabilometria em ambos os membros inferiores foi possível constatar baixa correlação de Pearson ( $r$ ) e Spearman ( $\rho$ ) entre (-0,399) e (0,399) do nível de oscilação com a distância entre os membros durante o apoio para a realização do exame. Portanto o aumento ou diminuição da base de sustentação não caracteriza direta influência na área e oscilação do centro de pressão nos planos coronal e sagital (Tabela 10).

**Tabela 10 - Correlação entre os valores estabilométricos (valores de oscilação apontados na análise do plano sagital, coronal) com a distância entre os pés durante a realização da avaliação.**

	Distância entre os pés
Estabilometria Sagital (pé não dominante) <sup>a</sup>	-0,242
Estabilometria Coronal (pé não dominante) <sup>b</sup>	-0,269
Estabilometria Área (pé não dominante) <sup>b</sup>	-0,279
Estabilometria Sagital (pé dominante) <sup>a</sup>	-0,090
Estabilometria Coronal (pé dominante) <sup>b</sup>	-0,210
Estabilometria Área (pé dominante) <sup>b</sup>	-0,192
Estabilometria Sagital (tronco) <sup>a</sup>	-0,207
Estabilometria Coronal (tronco) <sup>b</sup>	-0,371
Estabilometria Área (tronco) <sup>b</sup>	-0,307

a: correlação de Pearson; b: correlação de Spearman.

## **APÊNDICE D - CORRELAÇÃO DOS VALORES ESTABILOMÉTRICOS COM A ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS DO COMPLEXO TORNOZELO E PÉ**

Correlacionando os valores estabilométricos referentes a oscilação no plano sagital, coronal e área com os valores eletromiográficos dos músculos Tibial Anterior, Fibular Longo e Gastrocnêmios para os membros inferiores dominantes e não dominantes não se constata forte correlação (tabela 7). Esta baixa correlação aponta a pequena influência do processo de oscilação dos membros inferiores no recrutamento muscular, mesmo sendo estes músculos responsáveis por ações articulares nos diferentes planos. Entretanto, pode-se justificar esta falta de correlação pelo fato da avaliação ter sido realizada em postura estática. Sendo assim, dentro da avaliação proposta para análise estática do arco longitudinal medial, considera-se a Estabilometria pouco relevante para a identificação de possíveis disfunções relacionadas a esta conformidade específica da pisada.

**Tabela 11 - Correlação entre os valores estabilométricos (oscilação do centro de gravidade dos membros inferiores no plano sagital, coronal e área) com os valores eletromiográficos de recrutamento dos músculos: Tibial Anterior, Fibular Longo e Gastrocnêmios dos membros inferiores dominantes e não dominantes.**

	MI não dominante			MI dominante		
	Tibial Anterior	Fibular Longo	Gastrocnêmios	Tibial Anterior	Fibular Longo	Gastrocnêmios
Estabilometria Sagital (pé não dominante)	0,156 <sup>a</sup>	-0,061 <sup>a</sup>	0,070 <sup>b</sup>	-0,031 <sup>a</sup>	0,026 <sup>a</sup>	-0,208 <sup>a</sup>
Estabilometria Coronal (pé não dominante)	0,202 <sup>a</sup>	-0,266 <sup>a</sup>	0,094 <sup>a</sup>	0,314 <sup>a</sup>	-0,301 <sup>a</sup>	-0,014 <sup>a</sup>
Estabilometria Área (pé não dominante)	0,248 <sup>a</sup>	-0,254 <sup>a</sup>	0,117 <sup>a</sup>	0,235 <sup>a</sup>	-0,227 <sup>a</sup>	-0,086 <sup>a</sup>
Estabilometria Sagital (pé dominante)	-0,016 <sup>a</sup>	-0,011 <sup>a</sup>	-0,132 <sup>b</sup>	0,004 <sup>a</sup>	-0,079 <sup>a</sup>	-0,215 <sup>a</sup>
Estabilometria Coronal (pé dominante)	0,267 <sup>a</sup>	-0,281 <sup>a</sup>	0,085 <sup>a</sup>	0,196 <sup>a</sup>	-0,218 <sup>a</sup>	-0,143 <sup>a</sup>
Estabilometria Área (pé dominante)	0,194 <sup>a</sup>	-0,228 <sup>a</sup>	-0,011 <sup>a</sup>	0,158 <sup>a</sup>	-0,195 <sup>a</sup>	-0,203 <sup>a</sup>
Estabilometria Sagital (tronco)	0,108 <sup>a</sup>	-0,054 <sup>a</sup>	0,024 <sup>b</sup>	0,004 <sup>a</sup>	-0,063 <sup>a</sup>	-0,207 <sup>a</sup>
Estabilometria Coronal (tronco)	0,135 <sup>a</sup>	-0,064 <sup>a</sup>	-0,052 <sup>a</sup>	-0,007 <sup>a</sup>	-0,007 <sup>a</sup>	-0,296 <sup>a</sup>
Estabilometria Área (tronco)	0,159 <sup>a</sup>	-0,102 <sup>a</sup>	-0,012 <sup>a</sup>	0,019 <sup>a</sup>	-0,068 <sup>a</sup>	-0,269 <sup>a</sup>

a: correlação de Spearman; b: correlação de Pearson