

**UNIVERSIDADE DO VALE DO PARAÍBA
INSTITUTO DE PESQUISA E DESENVOLVIMENTO**

Henrique Augusto Bulla

**APLICAÇÃO DA BAROPODOMETRIA NA AVALIAÇÃO DA CORRELAÇÃO
ENTRE OS TIPOS DE PÉS E A INCIDÊNCIA DE LESÕES NOS JOELHOS**

São José dos Campos

2010

Henrique Augusto Bulla

**APLICAÇÃO DA BAROPODOMETRIA NA AVALIAÇÃO DA CORRELAÇÃO
ENTRE OS TIPOS DE PÉS E A INCIDÊNCIA DE LESÕES NOS JOELHOS**

Dissertação de mestrado
apresentada ao Programa de Pós-
Graduação em Bioengenharia
como complementação do título de
mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof^a. Dra. Viviane Pilla
Prof^o. Dr. Alderico Rodrigues de
Paula Júnior

São José dos Campos

2010

B954a

Bulla, Henrique Augusto

Aplicação da baropodometria na avaliação da correlação entre os tipos de pés e a incidência de lesões nos joelhos/ Henrique Augusto Bulla. Orientadores: Profs. Drs Viviane Pilla, Alderico Rodrigues de Paula Junior. São José dos Campos, 2010.
1 disco laser: color.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, 2010.

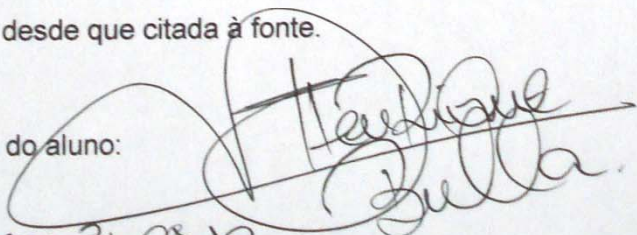
1. Traumatismos do joelho 2. Pé 3. Baropodometria 4. Fisioterapia I. Pilla, Viviane, Orient II. Paula Junior, Alderico Rodrigues de, Orient. III. Título

CDU: 615.8

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processo fotocopiadores ou transmissão eletrônica, desde que citada à fonte.

Assinatura do aluno:

Data da defesa: 31.08.10



HENRIQUE AUGUSTO BULLA

**“APLICAÇÃO DA BAROPODIOMETRIA NA AVALIAÇÃO DA CORRELAÇÃO
ENTRE OS TIPOS DE PÉS E A INCIDÊNCIA DE LESÕES NOS JOELHOS”**

Dissertação aprovada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica, do Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia, do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, SP, pela seguinte banca examinadora:

Prof. Dr. **PAULO ROXO BARJA** (UNIVAP)

Prof. Dr. **ALDERICO RODRIGUES DE PAULA JUNIOR** (UNIVAP)

Prof.^a Dra. **VIVIANE PILLA** (UFU)

Prof. Dr. **WILSON LUIZ PRZYSIEZNY** (FURB)

Prof.^a Dra. Sandra Maria Fonseca da Costa

Diretor do IP&D – UniVap

São José dos Campos, 31 de agosto de 2010.

DEDICATÓRIA

A minha esposa, Eveline Lino Gasparotto Bulla, que me deu força nos momentos mais difíceis, me compreendeu, me incentivou sempre, pessoa de coração puro que nunca me deixou pensar em desistir,

Ao meu pai Ambrosio Bulla, homem honesto e justo, que abriu todos os caminhos para mim;

A minha mãe, Sonia Maria Bulla, exemplo de mãe e dedicação, sempre se preocupou com meu bem-estar e minhas conquistas;

A minha irmã, Dayane Aparecida Bulla Simões, sempre dedicada, me transmitiu muitos ensinamentos escolares e para vida,

E ao nosso grande e bom Deus, que sempre foi a força maior e luz em todos os dias de minha vida.

AGRADEDIMENTOS

Meus sinceros agradecimentos a minha orientadora Prof. Dr^a Viviane Pilla a qual sempre foi muito atenciosa e colaborativa, pessoa sem a qual este trabalho ficaria inviável,

Meu amigo Carlos Eduardo de Albuquerque sempre prestativo, contribuiu muito em nossas análises,

Meus colaboradores da Clínica da Coluna em Maringá, Tatiana Sibin me ajudou na colheita dos dados, assim como o Djalma Jr. sempre pronto para ajudar,

Moacir Yau, meu sócio e grande amigo, sempre junto, dando força e incentivo,

E a todos que de alguma forma contribuíram para este trabalho!

APLICAÇÃO DA BAROPODOMETRIA NA AVALIAÇÃO DA CORRELAÇÃO ENTRE OS TIPOS DE PÉS E A INCIDÊNCIA DE LESÕES NOS JOELHOS

RESUMO

A morfologia do pé tem um papel importante na transmissão de forças geradas a partir do impacto no solo ao tornozelo, joelho e toda extremidade inferior. Isto motiva a investigação da relação do arco longitudinal medial do pé e a incidência de lesão nos membros inferiores, especialmente durante a prática esportiva. Neste estudo foram avaliados voluntariamente, 128 indivíduos do Grupo Lesão (GL) e 98 indivíduos do Grupo Controle (GC). Os pacientes deste estudo foram submetidos à avaliação antropométrica inicialmente e logo em seguida a avaliação baropodométrica estática por 30 segundos. Nos indivíduos do GC, apenas 10,20% da amostragem apresentaram morfologia plantar do tipo cavo e 8,16% misto, demonstrando que nestes indivíduos prevaleceu o tipo morfológico plantar normal (~82%). No GL observou-se que da amostragem de 128 indivíduos, 66,41% destes apresentaram pés cavos e apenas 14,07% pés normais. Quanto à distribuição das cargas plantares, houve sobrecarga predominantemente no grupo GC nas regiões de ante-pé e retro-pé. No entanto, para o grupo GL, a sobrecarga foi observada no joelho lesado, nas regiões de retro-pé e medio-pé. Uma distribuição significativamente alterada ($\chi^2 = 99,86 - p < 0,001$) foi obtida para os diferentes tipos de pés dos grupos GC e GL. O GC apresenta predomínio de pés tipo normal em ~82%, e o GL pés do tipo cavo em ~66% (total de pés tipo cavo). Os grupos GC e GL foram subdivididos em dois grupos dependentes do índice de massa corpórea (IMC): IMC normal (GCn, GLn) e IMC sobrepeso (GCs, GLs). Os resultados foram comparados entre os grupos: GCn versus GLn ($\chi^2 = 32,40 - p < 0,001$); e GCs versus GLs ($\chi^2 = 66,92 - p < 0,001$). Diferenças significativas foram observadas, sendo predominantemente pés normais no GC e pés cavos no GL. Como conclusão, observa-se que a morfologia do pé tipo cavo, associada a um IMC acima do normal ($> 25 \text{ Kg/m}^2$) em praticantes de futebol, são fatores predominantes para um histórico de ligamentoplastia e/ou outras cirurgias de lesão de joelho não traumáticas.

Palavras Chaves: Arco Plantar, Lesões de Joelhos e Baropodometria.

BAROPODOMETRY APPLICATION TO EVALUATE THE CORRELATION BETWEEN THE TYPES OF FEET AND THE INCIDENCE OF INJURIES IN THE KNEES

ABSTRACT

The foot morphology has an important role in forces transmitting generated from the impact on the ground to the ankle, knee and all lower extremity. This motivates the investigation of the relationship of the medial longitudinal arch of the foot and the injury incidence in lower limbs, especially during sports activities. This study evaluated voluntarily, 128 individuals from Injury Group (LG) and 98 subjects from Control Group (CG). The patients in this study were submitted initially to anthropometric assessment, and posteriorly the static Baropodometric assessment for 30 seconds. In the CG, only 10.20% of samples showed morphology of high arched (cavus) foot type and 8.16% mixed foot type, showing that these individuals prevailed the normal foot type (~82%). In the GL showed that the sample of 128 individuals, 66.41% of those had cavus feet and only 14.07% normal feet. Regarding the distribution of plantar loads, there was predominantly overloaded on GC group, in the forefoot and rear-foot. However for GL group, the overload was observed at injured knee, in the retro-foot and midfoot. A distribution changed significantly ($\chi^2 = 99.86 - p < 0.001$) was obtained for the different types of feet of the GC and GL. The GC has a predominance of normal feet type in ~82% and GL cavus feet type in ~66% (total cavus foot type). The GC and GL were separated into two groups depending on the body mass index (BMI): normal BMI (GCn, GLn) and overweight BMI (GCs, LGs). The results were compared between groups: GCn versus GLn ($\chi^2 = 32.40 - p < 0.001$); and GCs versus GLs ($\chi^2 = 66.92 - p < 0.001$). Significant differences were observed, and normal feet are predominant in GC and cavus feet in GL. In conclusion, it is observed that the morphology cavus foot type, associated with a BMI above normal ($>25 \text{ Kg/m}^2$) in playing football, is a predominant factor for a history of ligamentoplasty and / or other surgeries for non-traumatic knee injury.

Keywords: Plantar Arch, Knee Injuries and Baropodometry.

Lista de Figuras

Figura 1: Influências sensoriais no controle postural.....	12
Figura 2: Arco Externo do Pé.....	20
Figura 3: Ossos e Ligamento Mediais do Tornozelo.....	21
Figura 4: Arcos Plantares.....	23
Figura 5: Arco Externo do Pé.....	24
Figura 6: Tipos de Pés.....	27
Figura 7: Classificação Morfológica dos Pés Cavos.....	30
Figura 8: Baropodometro Eletrônico.....	39
Figura 9: Plataforma de Baropodometria.....	40
Figura 10: Mensuração das medidas do ante-pé, e médio-pé através do software de coleta de dados footwork.....	41
Figura 11: Resultados de Baropodometria para o GL de tipos de pés: (A) Normal, (B) Cavo, (C) plano.....	43
Figura 12: Resultados de Baropodometria para o GL de tipos de pés: (A) Cavo Grau I, (B) Cavo Grau II com IMC de 24 e 27 respectivamente.....	50
Figura 13: Pés Planos e suas desordens posturais.....	57
Figura 14: Pés Cavos e suas desordens posturais.....	58

Lista de Tabelas

Tabela 1: Valores percentuais do Grupo Lesão e Dados Antropométricos.....	44
Tabela 2: Valores percentuais do Grupo Controle e Dados Antropométricos.....	44
Tabela 3: Valores do Grupo Controle e Grupo Lesão..	46
Tabela 4: Resultados dos Grupos Avaliados - Valores Médio (\pm desvio padrão).....	47
Tabela 5: Distribuição amostral dos sujeitos avaliados, classificados pelo tipo de pé.....	51

Lista de Gráficos

Gráfico 01: Valores da pressão plantar nos grupos avaliados nas áreas do pé estudadas em função do lado analisado.....	48
Gráfico 02: Valores de pressão plantar nos grupos avaliados em função do IMC por grupo.....	49
Gráfico 03: Paciente avaliados grupo controle.....	53
Gráfico 04: Paciente avaliados grupo lesado..	54

Lista de Abreviaturas e Siglas

IMC = Índice de Massa Corporal

SNC = Sistema Nervoso Central

GC = Grupo Controle

GL = Grupo Lesão

UNIVAP = Universidade do Vale do Paraíba

GLn= Grupo Lesão com IMC considerado normal

GCn= Grupo Controle com IMC considerado normal

GCs = Grupo Controle com IMC de Sobrepeso

GLs = Grupo Lesão com IMC de Sobrepeso

GL+= Grupo Lesão Sobrepeso

GC+= Grupo Controle com Sobrepeso

P = Peso Normal

PO = Pré - Obesidade

NL = Normal

C G1 = Cavo Grau I

C G2 = Cavo Grau II

PA-N = Pressão Ante-pé lado sem lesão de joelho

PA-LESADO = Pressão Ante-pé lado com lesão de joelho

PM-N = Pressão Médio-pé lado sem lesão de joelho

PM-LESADO = Pressão Médio-pé lado com lesão de joelho

PR-N = Pressão Retro-pé lado sem lesão de joelho

PR-LESADO = Pressão Retro-pé lado com lesão de joelho

SUMÁRIO

1 Introdução	12
2 Fundamentação Teórica	17
2.1 Pés	17
2.2 Fáschia do Pé	18
2.3 Músculos do Pé.....	19
2.4 Ossos do Pé.....	20
2.5 Articulação do Pé.....	21
2.6 Arcos Plantares	23
2.6.1 Arco Externo do pé.....	24
2.6.2 Arco Anterior.....	25
2.6.3 Arco Longitudinal Medial	25
2.7 Métodos de Classificação do Pé e Tipos de Pés.....	26
2.8 Tipos de Pé	27
2.8.1 Pé Normal	27
2.8.2 Pés Planos	28
2.8.3 Pés Cavos.....	29
2.9 Joelhos	30
2.10 Processos Ascendentes	32
2.11 Biomecânica da Corrida	33
2.12 Baropodometria	35
2.13 Objetivo do trabalho	37
2.13.1 Objetivo Geral	37
2.13.2 Objetivo Específico	37
3 Materiais e Métodos	38
3.1 Local da Pesquisa.....	38
3.2 Sujeitos	38
3.3 Critérios de Seleção	38
3.3.1 Critérios de Exclusão.....	38
3.4 Instrumentos	39
3.5 Procedimentos	40
3.6 Análise Estatística	41
3.6.1 Variáveis do Estudo.....	41
3.6.2 Análise Estatística	42
4 Resultados	43
4.1 Discriminação dos Grupos Controles e Lesão por IMC e tipos de pés	43
4.2 Análise dos valores de pressão plantar	45
4.3 Análise da distribuição dos grupos avaliados baseados no tipo de pé	50
5 Discussão	55
6 Conclusão	60
Referências	61
APENDICE A	68
APENDICE B	69
ANEXO A	74
ANEXO B	76

1 INTRODUÇÃO

O equilíbrio é definido em duas formas: estática e dinâmica. Os equilíbrios estáticos e dinâmicos são mantidos pelo sistema vestibular (labirinto, nervos cocleares, núcleos, vias e inter-relação no sistema nervoso central), visual e proprioceptivo (Figura 1), sendo que os receptores sensoriais são localizados em articulações, músculos e tendões (HORAK; SHUPERT, 1994; LEE, 2001).

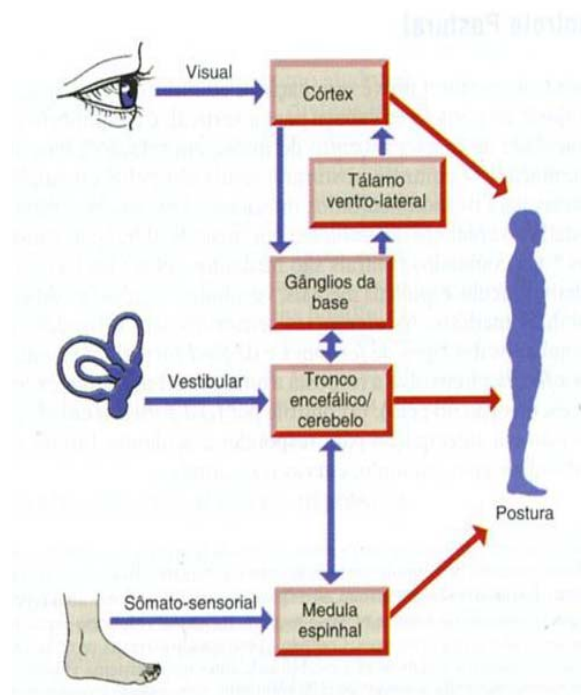


Figura 1: Influências sensoriais no controle postural.
Fonte: Ekman (2000).

Uma das tarefas mais importantes do controle postural humano é a do equilíbrio do corpo sobre a base de apoio fornecida pelos pés. O sistema podal é uma ferramenta importante do sistema nervoso central (SNC) no controle da postura. Ele é ao mesmo tempo um sistema sensorial e motor. O SNC usa essas informações combinadas com as informações fornecidas por outros sistemas sensoriais, para construir uma imagem (representação interna) da posição e do movimento do corpo todo e do ambiente que o cerca. O SNC utiliza as vias motoras ascendentes, que recebem informações podais, para controlar as posições dos pés e do corpo e para coordenar os movimentos posturais em relação ao meio externo (HORAK; SHUPERT, 2002).

O pé é uma estrutura que está em contato com o solo e controla a distribuição da pressão plantar, o apoio, a absorção de impacto, o equilíbrio, o impulso, suporta o peso e ajusta a postura na posição ereta (BRICOT, 2004; GAGEY; WEBER, 2000).

O controle postural e a habilidade de manter o equilíbrio na posição ortostática dependem das interações do sistema sensorial e da biomecânica do sistema músculo-esquelético (HORAK, 1997). Distúrbios em um ou mais destes sistemas podem ocasionar alteração no equilíbrio. O sistema proprioceptivo descreve a consciência de postura, do movimento e das mudanças no equilíbrio. É uma variação especializada da modalidade sensorial do tato e engloba as sensações de movimento (cinestesia) e de posição (sentido de posição articular) articulares (ANDREWS, HARRELSON ; WILK, 2000).

O SNC necessita de um conjunto de informações precisas e harmoniosas para organizar e processar com rapidez as informações sensoriais visuais, vestibulares, e proprioceptivas em centros específicos localizados no tronco encefálico e cerebelo. Estes centros comandam os movimentos da cabeça, pescoço, coluna vertebral, pernas, braços, olhos, pés e todos os músculos do corpo, necessários para orientá-lo e mantê-lo em equilíbrio. Caso ocorra um conflito entre as informações recebidas pelo SNC, a perturbação do estado de equilíbrio passa a ser consciente, originando desequilíbrio corporal (GANANÇA; CAOVIALLA, 1998).

O sistema postural é regulado pelo sistema vestibular, visual, oclusão dental, receptores musculares, tendinosos e cutâneos. Os receptores especializados estão presentes nas estruturas articulares, tendões e músculos esqueléticos. Os receptores detectam alterações de tensão e posição das estruturas nas quais os receptores estão situados e transmitem a informação a outras partes do sistema nervoso. Como resultado, alterações de momento a momento no ângulo articular (posição articular), na velocidade do movimento articular, na quantidade da compressão ou tração articular, bem como as alterações no comprimento muscular e na força da contração muscular são transmitidos aos centros na medula espinhal e cérebro (SMITH, WEISS; LEHMKUHL, 1997).

O controle postural humano é comparado a um pêndulo físico invertido suspenso sobre uma base e que oscila constantemente devido ao controle do equilíbrio e da postura (GAGEY; WEBER, 2000). O centro de gravidade do corpo humano não é um ponto fixo, ele depende da posição relativa dos diferentes segmentos e varia a cada instante. Estas oscilações, quando muito acentuadas, são decorrentes da dificuldade em manter os segmentos corporais alinhados entre si sobre a base de sustentação (DUARTE, 2000)

O Controle neuromuscular consiste na ativação inconsciente da musculatura periarticular, visando à estabilização da articulação, em resposta a estímulos sensoriais. Em 1906, Sherrington descreveu propriocepção como informação aferente originando-se periféricamente e regulando o equilíbrio postural, estabilidade articular e várias sensações periféricas quanto ao posicionamento de extremidades. A propriocepção regula o controle neuromuscular atuando, portanto, na estabilidade articular funcional e protegendo as estruturas do joelho. As informações proprioceptivas originam-se de mecanorreceptores localizados em músculos, articulações e tecidos cutâneos onde eventos mecânicos são transformados em sinais neurais.

O controle da postura em humanos consiste em um processo sofisticado que envolve a manutenção de várias articulações e grupamentos musculares em relação geométrica uns com os outros e com o ambiente. Neste processo, informações provenientes das estruturas sensoriais dos sistemas proprioceptivo, vestibular e visual (Figura 1) são utilizadas, tanto na detecção de variações da posição de segmentos corporais e das pistas do ambiente, quanto no ajuste fino dos movimentos da musculatura axial e proximal, com vistas à manutenção do equilíbrio (RODRIGUES et al., 2003).

A manutenção do equilíbrio corporal no meio ambiente é determinada por sistemas centrais e estruturas periféricas responsáveis pela execução motora. Estes receptores atuam de forma complexa, integrada, redundante e de maneira diferenciada para cada perturbação sobre o corpo processada nos núcleos vestibulares do tronco encefálico, sob a coordenação do cerebelo (EKMAN, 2000; ROTHWELL, 1994). O equilíbrio estático é garantido quando a somatório de todos os torques e das forças vertical e horizontal atuantes no corpo é igual à zero (FRONTERA; DAWSON; SLOVICK, 2001). Quando uma dessas condições não é satisfeita, o equilíbrio estático deixa de existir. Se a

postura bípede do homem for correta, ocorrerá um mínimo de estresse nas articulações e mínima atividade muscular será necessária para manter esta posição (COMELLI; MIRANDA, 2007).

Para um efetivo controle postural, informações sensoriais são captadas basicamente por três canais: somatossensorial, vestibular e visual. O sistema somatossensorial é abrangente com respeito à localização corporal. Neste sistema podemos incluir os receptores (sensíveis ao movimento, à vibração, ao toque, à pressão), fusos neuromusculares e órgãos tendinosos de Golgi (sensíveis ao comprimento e à tensão dos músculos). Neste caso, por exemplo, quando o indivíduo se apresenta na posição em pé, as informações captadas, incluindo a informação do contato dos pés com o chão, e referentes aos músculos e articulações, serão utilizadas pelo sistema de controle postural para que, integradas com as informações provindas de outros canais, permitam ao indivíduo permanecer estável ou se preparar para qualquer outra ação que possa ocorrer.

A morfologia do pé tem um papel importante na transmissão de forças geradas a partir do impacto no solo ao tornozelo, joelho e toda extremidade inferior e também a influência no eixo de rotação das articulações dos membros inferiores. Isto serve de embasamento para a investigação da relação do arco longitudinal medial do pé e a incidência de lesão nos membros inferiores, especialmente durante a prática esportiva (CÉSAR, 2007). Por exemplo, indivíduos com o arco plantar normal apresentam um melhor equilíbrio que os indivíduos com pés planos ou cavos (definidos na seção 2.10) (MIYASHIRO ;TANAKA, 2002).

Segundo Oliveira et al. (1998) é importante avaliar as disfunções do pé e tentar compreender as influências posturais sobre os mesmos ou vice-versa. Dessa forma, um exame que seja objetivo e quantitativo é imprescindível para analisar a pressão e a distribuição plantar, bem como mensurar e comparar as pressões em diferentes pontos da região plantar (tanto na posição em pé estática ou na marcha).

Para este fim, a baropodometria computadorizada é um método eficaz que consiste na avaliação da distribuição do apoio plantar. Este equipamento consiste em uma plataforma eletrônica de dimensões variadas, composta por sensores piezoelétricos, cujas informações são analisadas por um programa de

computador. Os resultados fornecem dados quantitativos e qualitativos, possibilitando analisar as variações dos pontos de apoio a fim de se mensurar e comparar as pressões nos diferentes pontos dos pés (OLIVEIRA et al., 1998; GAGEY; WEBER, 2000; PRYZSIEZNY; FORMONTE; PRYZSIEZNY, 2003; MATTOS; PRYZSIEZNY, 2004)

Como a morfologia do pé e a distribuição da pressão plantar não podem ser observadas com precisão no podoscópio, a avaliação via baropodometria constitui o fundamento científico da eficácia de muitos procedimentos conservadores ou cirúrgicos das afecções dos pés e possibilita quantificar as pressões do pé direito, esquerdo, na parte anterior, posterior e no médio pé, modificação, hiperpressão e distribuição. O programa e o equipamento de baropodometria permitem fazer uma análise inicial e acompanhar as evoluções clínicas (NABERES, 1994; WOODEN, 1996; CHAMLIAN, 1999).

Através de sensores de pressão de alta sensibilidade, tanto se pode medir a distribuição de pressão durante o ortostatismo, quanto ou na marcha, corridas e saltos, fornecendo dados quantitativos e qualitativos. Qualitativos, pela imagem da morfologia do passo ou distribuições das pressões da estática no retro, médio e ante-pé e também pelo deslocamento do centro de força. Quantitativos através de registro numérico dos valores dos picos das pressões plantares, da velocidade de oscilação corporal e do deslocamento radial da oscilação (estabilometria), tanto na postura estática quanto na dinâmica da marcha (OLIVEIRA et al., 1998).

Propõe-se neste trabalho o estudo de indivíduos praticantes de esportes (jogadores de futebol) e com lesões nos joelhos decorrentes da prática do esporte através da plataforma de baropodometria para mapeamento da morfologia dos pés e a determinação do grau de influência do apoio dos pés ao chão nas referidas lesões.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Pés

O pé é o suporte essencial para a posição bípede humana, estrutura tridimensional variável, estrutura fundamental para a marcha humana (VILADOT 1986) e sistema postural.

O pé humano possui uma estrutura complexa com ossos, ligamentos, músculos, tendões e nervos, sujeitos a esforços e tensões diárias (KONIN, 2006). Segmento do sistema músculo esquelético que recebe e distribui o peso do corpo ao caminhar, correr ou em postura estática (VEGA, 2003). A planta dos pés é rica em receptores cutâneos, exteroceptivos e proprioceptivos, que os torna um captor ou adaptador podal; com isso, no nível dos pés, diferentes informações podem intervir (BRICOT, 2001).

A principal função do pé é carregar o corpo e absorver a maior parte das forças durante a marcha, ao correr, pular, escalar, dançar, etc (WOLF-HEIDEGGER, 1981). O pé é o seguimento mais distal do corpo humano, preenche uma dupla função de prensão do contato com o solo ou apoio e de base de construção do corpo que se ergue acima (GARDNER; GRAY; O'RAHILLY, 1988, CALAIS-GERMAIN; LAMOTTE, 1991; VOLPON, 2006, PALASTANGA; FIELD; SOAMES, 2000; BRASIL, 2002).

Além disto, o pé é uma região sensível e origem de reflexos proprioceptivos que alimentam um dos sistemas relacionados com a postura e equilíbrio. As funções do tornozelo e do pé são sensíveis e ativas: necessitam da mobilidade de numerosas articulações e ações de todos os músculos.

O complexo pé-tornozelo é submetido à descarga de todo o peso do corpo, tem flexibilidade para se acomodar à maioria das irregularidades do solo e a velocidades variadas da marcha (SAMMARCO; HOCKENBURY, 2003) e grande força de propulsão. Estas propriedades são realizadas pela presença de uma série de arcos, convexos para cima, compostos de vários ossos e suas articulações. As articulações e os ligamentos, juntamente com a ação muscular, fornecem o molejo pelo qual eles cedem quando o peso é aplicado e ressaltam quando o peso é removido. Ao se detectar alteração nos mesmos, é

possível diagnosticar patologias relacionadas ao resto do corpo (CORREA; PEREIRA; SILVA; 2005).

Alterações podais podem ser responsáveis por causar desequilíbrios posturais, assim como também os pés se ajustam aos desequilíbrios vindo de estruturas suprajacentes a eles (BRICOT 1998), sendo eles então vítima; ou podem ao mesmo tempo apresentar uma vertente causativa e outra adaptativa. Segundo Bienfait (1989), “os apoios dos pés no chão condicionam toda a estática. Não há boa estática sem bons apoios, sejam as deformações dos pés causa ou conseqüência da estática deficiente”.

Por outro lado, a superfície plantar possui coxins de gordura que tem uma importante função amortecedora para proteger as estruturas adjacentes, a qual lhe confere uma grande resistência frente às forças verticais de pressão, horizontal de tração, rotação e fricção, tanto na posição em pé (estático) como caminhando (dinâmico) (BRASIL, 2002; VOLPON, 1996).

2.2 Fáschia do pé

A fáschia da planta do pé é composta por uma série de fortes tiras fasciais que revestem a planta e as laterais do pé, a partir de uma fixação proximal de 2 a 3 cm na tuberosidade do calcâneo até os dedos (GARDNER; GRAY; O'RAHILLY, 1988; SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997).

A fáschia da planta dos pés também apresenta importantes estruturas para a sustentação. Como uma espessa camada de almofadas fibrogordurosas, a fáschia do pé continua-se com a da perna, sendo a dorsal uma camada membranácea fina que embainha os tendões, logo acima, ela se funde com os retináculos extensores e nas bordas laterais do pé.

A fáschia é dividida em três partes: central, média e lateral (GARDNER; GRAY; O'RAHILLY, 1988, SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997). A parte central está inserida atrás do processo medial do túber do calcâneo e é forte, ela se estende para frente, alargando-se, e divide-se em cinco processos, um para cada dedo, as fibras transversas auxiliam a unir estes processos.

2.3 Músculos do pé

Os dedos são ativados tanto por músculos extrínsecos, que se originam acima das articulações do tornozelo, quanto por músculos intrínsecos que se originam abaixo dessas articulações (BRASIL, 2002; SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997). Os músculos extrínsecos são músculos maiores e mais fortes que começam fora do pé e agem no pé, são responsáveis pelos movimentos de dorsiflexão, flexão plantar, eversão, inversão, flexão e extensão dos dedos (BRASIL, 2002; VOLPON, 1996).

Os músculos que passam por sobre as articulações do tornozelo possuem fixações proximais da tíbia e fíbula, com a exceção do gastrocnêmio e plantar, que são fixados no fêmur. Como nenhum músculo fixa-se no talo, os músculos que passam da perna ao pé atuam simultaneamente sobre ambas as articulações do tornozelo e subtalar (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997).

Os músculos da planta do pé apresentam pouca importância individualmente, porém coletivamente são significantes na postura e locomoção e sustentam, com firmeza, os arcos do pé durante os movimentos. Dividindo-os em camadas, a camada mais superficial e mais inferior compreende o abductor do hálux, o flexor curto dos dedos e o abductor do dedo mínimo. A segunda camada consiste do quadrado da planta, dos lumbricais e dos tendões do flexor longo do hálux e do flexor longo dos dedos. A terceira camada compreende o flexor curto do hálux, o adutor do hálux e o flexor curto do dedo mínimo (Figura 2). A quarta camada e mais superior consiste dos interósseos e dos tendões do tibial posterior e do fibular longo (GARDNER; GRAY; O'RAHILLY, 1988).

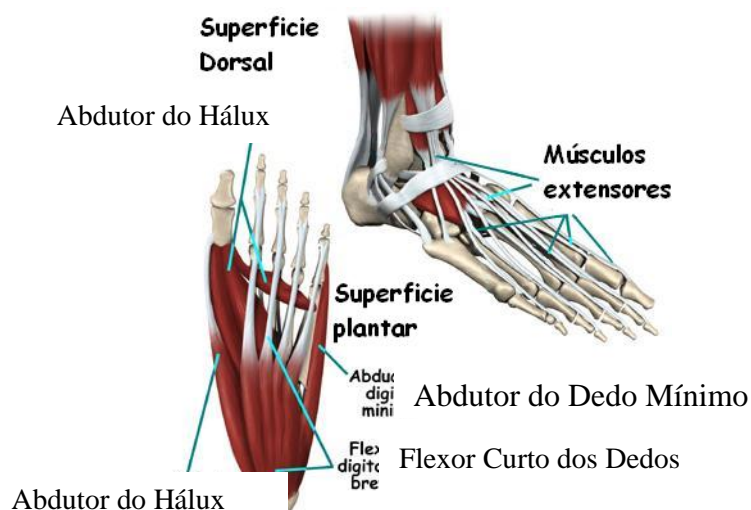


Figura 2: Arco Externo do Pé.
 Fonte: Arquivo pessoal

2.4 Ossos do Pé

O pé é formado por 26 ossos e dividido didaticamente em 3 segmentos: retro-pé, médio-pé, e ante-pé (Figura 3). O retro-pé é formado pelo tálus e calcâneo, articulando-se com a tíbia e fíbula, ossos da perna, em suas extremidades inferiores. O médio-pé é formado pelo navicular, escafóide e cuneiformes e o ante-pé pelos metatarsais e 14 falanges (três para cada um dos dedos, exceto para o hálux, que possui apenas duas) (Figura 3). Os ossos são mantidos unidos através dos ligamentos, que se totalizam em um número de 107, formando as articulações. A fíbula e a tíbia são os ossos que compõem a perna (BRASIL, 2002; VOLPON, 1996; SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997).

Miranda (2001) cita que o metatarso é formado por cinco ossos longos, denominados primeiro, segundo, terceiro, quarto e quinto metatarsianos, contando de medial para lateral do pé. Os metatarsianos apresentam duas extremidades e um corpo: extremidade proximal (próxima ao tarso), extremidade distal, apresenta uma cabeça em forma de côndilo, e, um corpo que é longo e fino.

Os dois ossos da perna que se articulam com o pé, bem como todos os ossos encontrados no pé, são: Fíbula e a Tíbia. A fíbula é o osso lateral que na sua extremidade inferior tem uma proeminência chamada maléolo lateral

(SOBOTTA 2000, BRASIL 2002). A tíbia é o osso medial da perna, que na sua extremidade inferior tem uma robusta projeção óssea chamada maléolo medial, facilmente palpável sob a pele, ao nível do tornozelo, esta extremidade distal da tíbia fornece uma superfície articular contínua que recebe a superfície troclear e o bordo medial do corpo do talo, osso do pé.

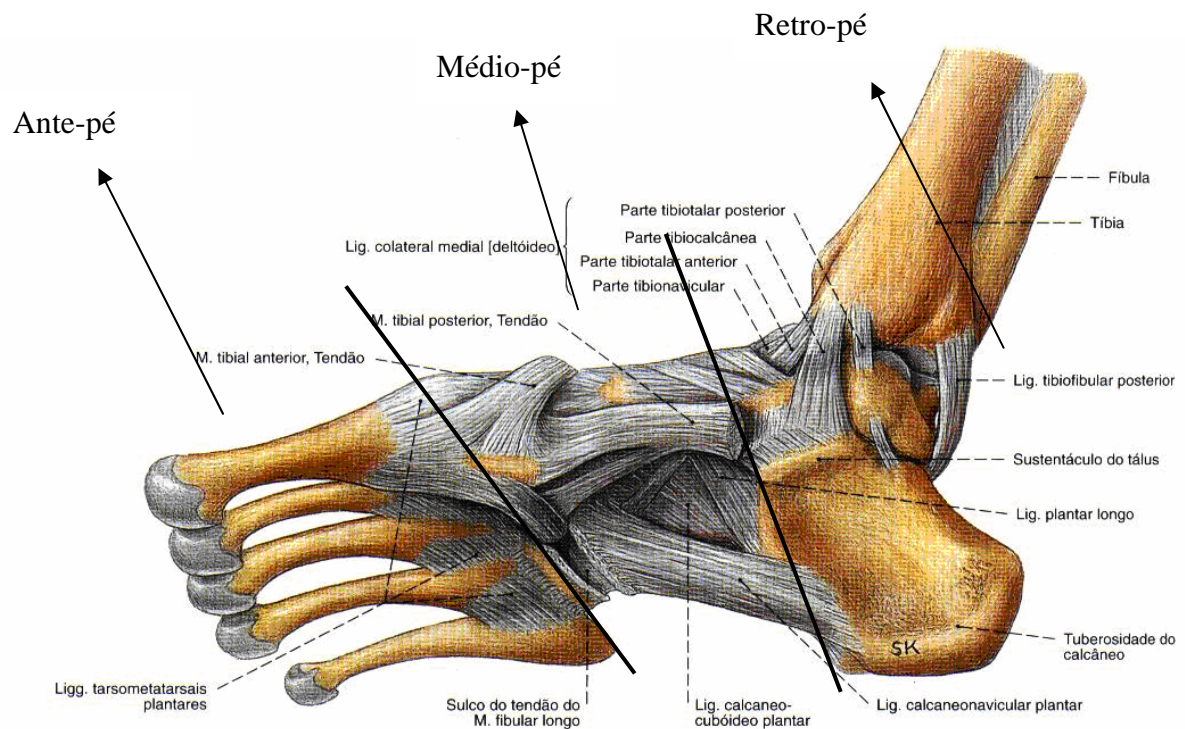


Figura 3: Ossos e Ligamentos mediais do tornozelo

Fonte: Sobotta (2000)

2.5 Articulações do Pé

O tornozelo, o pé e os dedos do pé consistem em um complexo de 34 articulações que, pela estrutura óssea, fixações ligamentares e contração muscular são capazes de mudar, em um único passo, de uma estrutura flexível que se molda às irregularidades do solo para uma estrutura rígida de sustentação de peso (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997). As características flexíveis/rígidas do complexo tornozelo-pé proporcionam múltiplas funções, incluindo suporte de peso superposto, controle e estabilização da perna sobre

o pé plantado e ajustamentos a superfícies irregulares, elevação do corpo ao ficar de pé ou saltar, amortecimento de choques ao andar ou correr, entre várias outras. As articulações principais dos pés: tornozelo (tibiotalar), subtalar (talo-calcâneo), talo navicular, calcaneocubóideo, metatarsofalângicas e interfalângicas (BRASIL 2002).

A articulação do tornozelo também denominada articulação tibiotalar ou talocrural compreende as extremidades inferiores da tíbia e da fíbula, com a porção superior do talo, é uma articulação sinovial. A tíbia e a fíbula formam uma cavidade, mais larga na frente do que atrás, na qual se move o talo. A cápsula articular é espessada de cada lado por diversos ligamentos (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997; GARDNER; GRAY; O'RAHILLY, 1988; PALASTANGA; FIELD; SOAMES, 2000; MIRANDA, 2001; DÂNGELO; FATTINI, 2002).

A articulação do tornozelo controla o pé no plano sagital, ajusta a linha da gravidade na posição em pé, fornece a propulsão e restrições necessárias durante a marcha. As superfícies de sustentação de peso são as superfícies trocleares da tíbia e do talo, e as superfícies estabilizadoras são as dos maléolos medial e lateral, as quais apreendem o corpo do talo.

Kapandji (2000) e Palastanga et al.(2000), colocam a articulação tibiotalar como a mais importante de todo o complexo articular da parte posterior do pé. Essa articulação, auxiliada pela rotação axial do joelho tem as mesmas funções que uma articulação de três graus de liberdade sozinha, que permite orientar a abóbada plantar em todas as direções para que esta se adapte aos acidentes do solo.

Os movimentos da articulação do tornozelo são de dorsiflexão e flexão plantar. A flutuação para frente e para trás da linha da gravidade, que na postura em pé normal cai à frente da articulação, é regulada no tornozelo de tal modo que seja mantida dentro dos limites da superfície de apoio (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997; GARDNER; GRAY; O'RAHILLY, 1988; PALASTANGA; FIELD; SOAMES, 2000).

2.6 Arcos Plantares

O pé é uma ligação importante na cadeia cinética inferior sendo que os arcos do pé são fatores importantes para a distribuição apropriada do peso. O pé também apresenta funções múltiplas assumidas pelo que a fisiologia chama de abóbada plantar. A abóbada plantar é formada de três arcos: Arco Longitudinal Medial, Arco Longitudinal Lateral e Arco Transverso Anterior (Figura 4), os quais se apóiam ao chão através de três pontos: primeiro metatarso, quinto metatarso e tuberosidade do calcâneo. (KAPANDJI, 2000.)

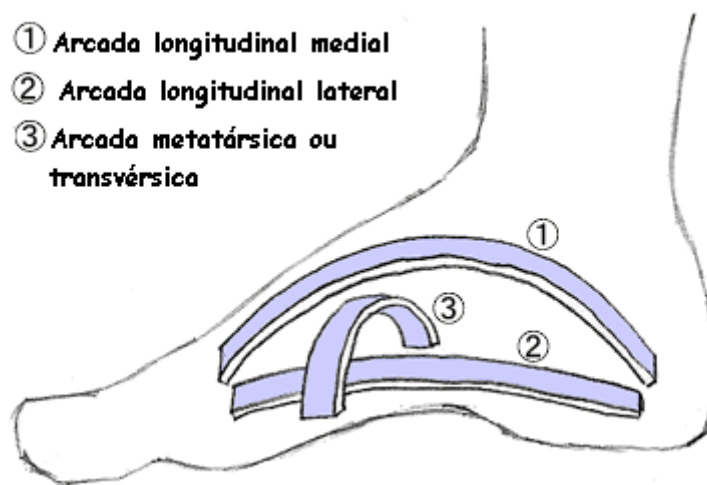


Figura 4: Arcos Plantares.

Fonte: www.calcadodesportivo.com/biomecanica.htm

Os três arcos possuem funções fisiológicas, como receber o peso do corpo, amortecer os choques da deambulação, participar da adaptação do pé ao chão e construir alavancas de impulso durante a marcha (BIENFAIT, 1995). Normalmente, os arcos longitudinais (medial e lateral) do pé se desenvolvem durante a infância, na primeira década de vida, antes dos seis anos de idade, devido em parte à perda de tecido gorduroso subcutâneo e à redução da flexibilidade das articulações, o que normalmente acontece durante o crescimento (LOPEZ, 2003).

Porém muitos fatores são considerados essenciais na influência da formação do arco plantar. Dentre eles destacam-se idade, gênero, raça e

calçados (STEWART, 1970; STAHELI; CHEW ; CORBETT, 1987; RAZEGHI; BATT, 2002).

Todas as estruturas corporais são sustentadas diretamente ou indiretamente sobre a estrutura plantar e o Arco Plantar Longitudinal Medial, que é um sistema elástico para a absorção de impactos. Segundo Cavanagh e Rodgers (1987), o Arco Plantar Longitudinal Medial é uma das características estruturais mais importantes e variáveis do pé durante as atividades de descarga do peso.

2.6.1 Arco Externo

É um arco rígido, composto por três peças ósseas: o quinto metatarso, o cubóide e o calcâneo, que está em contato com o solo através de suas partes moles (Figura 5). A transmissão de forças mecânicas se realiza através do tálus, fixado ao calcâneo por dois sistemas trabeculares originados na cortical anterior e posterior da tibia (KAPANDJI, 2000). Sua rigidez é devida ao sistema ligamentar, em particular ao potente e espesso ligamento calcâneo-cubóide plantar. O arco externo é a alavanca do pé na marcha (BIENFAIT, 1989)

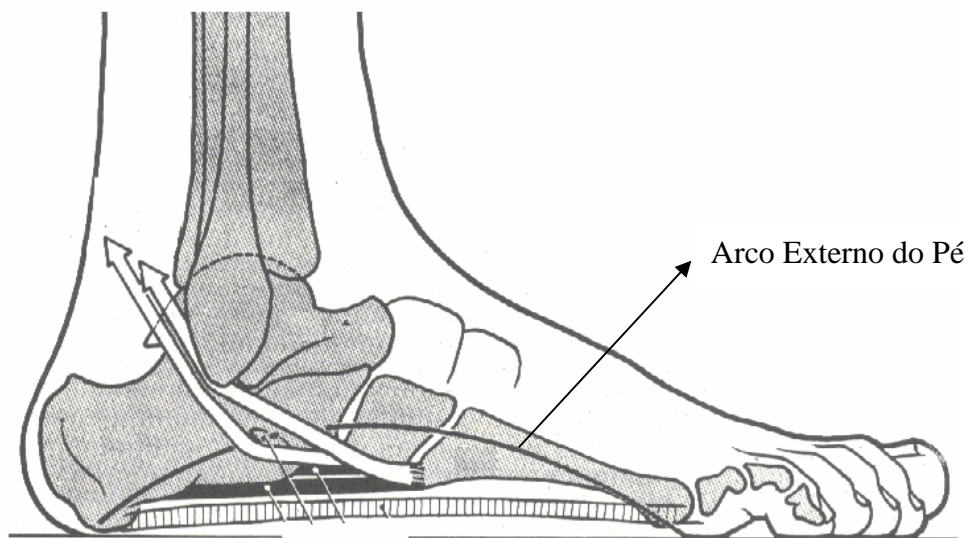


Figura 5: Arco Externo do Pé.
Fonte: Netter (2003)

2.6.2 Arco Anterior

Kapandji, relata que a concavidade deste arco é pouco acentuada e entra em contato com o chão por intermédio das partes moles, constituindo o que alguns denominam “o calcanhar anterior do pé”. O autor relata também que este arco está sustentado pelo ligamento intermetatarsiano, sem uma grande eficácia, e por um só músculo, o fascículo transverso do abductor do hálux, que forma uma série de cordas parciais e totais entre a cabeça do primeiro metatarsiano e dos outros quatro. Sendo, por isso, um músculo relativamente pouco potente e fácil de forçar.

Os cinco raios metatarsianos finalizam no arco anterior. O primeiro raio é o mais alto e forma um ângulo de 18° a 25° com o chão. A seguir, este ângulo metatarsiano/chão diminui regularmente: 15° para o segundo, 10° para o terceiro, 8° para o quarto e só 5° para o quinto metatarso, quase paralelo ao chão (KAPANDJI, 2000)

2.6.3 Arco Longitudinal Medial

O arco plantar longitudinal medial é mais alto e se estende do calcâneo até a cabeça do 1° metatarsiano, formado pelo calcâneo, talo, navicular, cuneiforme e pelos três primeiros metatarsianos. Este arco é considerado um arco de movimento, pois durante a marcha dá maior elasticidade ao pé, permitindo impulsão do mesmo (FREITAS; PRADO; DUARTE, 2005; GARDNER; GRAY; O'RAHILLY, 1988; DÂNGELO; FATTINI, 2002).

Dângelo e Fattini (2002) e Palastanga; Field; Soames (2000), concordam em especificar que o arco longitudinal medial é suportado posteriormente sobre a tuberosidade do calcâneo e anteriormente sobre as cabeças metatarsianas, o tálus fica no topo, sendo principalmente relacionado com o navicular, os três cuneiformes e os três metatarsianos mediais. Estas diferenças aparecem na função do pé, porque o arco longitudinal medial tem uma curvatura maior e é mais elástico do que o lateral. O arco lateral mais achatado e mais rígido faz contato com o solo e fornece uma base firme para

apoio. O arco transversal resulta de a forma dos ossos társicos na fileira distal e as bases dos metatarsianos. O arco transversal é mais largo dorsalmente, e os ossos articulam-se em uma curva em forma de cúpula.

2.7 Métodos de Classificação do Pé e Tipos de Pés

Não há um consenso geral de um método ideal para classificação dos tipos de pé (RAZEGHI; BATT, 2002). Os métodos existentes são tipicamente baseados na medida de parâmetros morfológicos do pé, principalmente na postura estática ou durante a locomoção.

Apesar do uso difundido dos parâmetros de classificação do tipo de pé faltam estudos comprovando estes métodos (UPTON; BIRCHENOUGH, 1999). É primeiro necessário ter um sistema válido de classificação que permita o reconhecimento preciso de cada estado, porém o importante nesses estudos é uma coerência em relação à metodologia.

De qualquer forma, são poucas as características funcionais do pé usadas para nomear e separar os pés em diferentes grupos (RAZEGHI; BATT, 2002). Métodos de classificação dos tipos de pé baseado na morfologia poderiam ser postos em uma das seguintes categorias: inspeção visual não quantitativa; valores antropométricos; medidas da impressão da imagem plantar ou avaliação radiográfica.

Medidas da imagem da impressão plantar foram obtidas e usadas para classificar os pés em grupos. Tanto utilizando uma impressão do pé realizada pelo contato com tinta na região plantar (pedígrafo), como com aparelhos mais sofisticados (transdutores de pressão). Em qualquer caso, a suposição central é que qualquer mudança na forma e orientação dos componentes estruturais do pé, adquirido enquanto parado (estático) ou se movendo, seria refletida na impressão plantar. A medida da largura da área de contato na impressão é sugerida para prover meios simples e objetivos para a classificação dos pés.

Segundo Przysiezny, Formonte e Przysiezny (2003), a medida da região do médio-pé serve como parâmetro para definir o tipo de pé, por exemplo o pé cavo é classificado por apresentar a medida do médio pé menor que um terço

da medida do ante-pé, e o pé plano uma medida maior que um terço do ante-pé.

2.8 TIPOS DE PÉS

Os arcos do pé estão presentes desde que os elementos esqueléticos adquirem sua forma definitiva durante a formação fetal. Na infância os coxins gordurosos do pé mascaram os arcos formados pelos ossos e a planta do pé aparece chata. Mais tarde, tais coxins recuam em áreas não tocadas no solo durante a posição bípede. Por isso, na maioria dos adultos, o arco longitudinal medial pode ser reconhecido nas impressões plantares. Estes arcos, que são o resultado da disposição mecânica intrínseca dos ossos, são sustentados por ligamentos (GARDNER; GRAY; O'RAHILLY, 1988).

Os tipos de pés são classificados em: Normal, Cavos e Planos como apresentados na Figura 6.

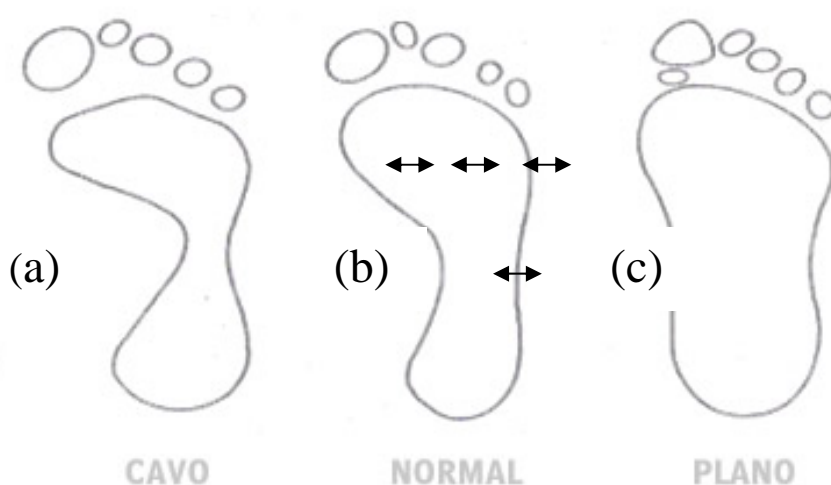


Figura 6: Tipos de Pés

Fonte: http://www.playteam.com.br/images/dicastechnicas_pisadas_01.jpg

2.8.1 Pé normal

O pé normal, representado na Fig. 6-b, é assim denominado quando o indivíduo apresenta a largura da impressão plantar do médio-pé (istmo)

correspondente a 1/3 da largura da impressão plantar do antepé (PRZYSIEZNY, 2006). Um pé normal observado por trás mostra que o calcanhar está em discreto valgo, e, o primeiro dedo (hálux) está discretamente inclinado em valgo em relação ao metatarsiano (VOLPON, 2006).

2.8.2 Pés Planos

Libotte (2001), classifica o pé plano de Grau 1 correspondente ao pé que, na sua impressão plantar, apresenta a largura do mediopé superior a 1/3 da largura do antepé. Grau 2 é considerado o pé que possui a medida do mediopé superior a 1/2 da largura do antepé. Grau 3 é o pé que apresenta a medida da região do mediopé superior à largura do antepé. No entanto, neste estudo não é relevante a graduação de pé plano.

A expressão pé plano refere-se em sentido restrito, um pé plano é o que tem um abaixamento do arco longitudinal medial, onde o pé é construído de modo a ter um arco baixo quando se encontra na postura ideal para determinado indivíduo (DÂNGELO; FATTINI 2002; GARDNER; GRAY; O'RAHILLY, 1988).

Kapandji (2000), declara que a análise da impressão plantar facilita o diagnóstico do pé chato, apresenta um abaulamento da borda medial, surgindo a imagem semilunar lateral.

Este tipo de pé é comum, e representa o contorno normal de um pé forte e estável. No entanto Palastanga; Field; Soames (2000), destacam que o bordo medial do pé gradualmente torna-se preenchido e pode até mesmo tornar-se convexo nos casos de longa duração sem tratamento específico.

Cargnin e Mazzitelli (2003), e Miranda (2001), relatam que o pé plano, vulgarmente chamado de “pé chato”, é uma deformidade que provoca um enorme desperdício de energia. Até os três anos de idade, o pé da criança tem maior grau de mobilidade que o pé do adulto, em consequência da maior elasticidade ligamentar do início da vida. Esse fato, aliado ao alargamento da base de sustentação da criança no início da marcha, facilita a queda do calcâneo em valgo, que é a medialização do mesmo. O afundamento da abóbada plantar é devido à debilidade de seus meios de suporte naturais, músculos e ligamentos. Os ligamentos são suficientes para manter a curvatura

normal da abóbada plantar durante um período curto de tempo. Contudo, no ser vivo, se os suportes musculares se enfraquecem, os ligamentos acabam por distender-se e a abóbada se aplaina definitivamente (KAPANDJI, 2000).

2.8.3 Pés Cavos

O pé cavo é o oposto ao pé plano, ou seja, quando ocorre um abatimento da arcada plantar dos pés. A sua causa pode ser neurológica, ortopédica ou neuromuscular.

Ao contrário da maioria dos casos de pés planos, os pés cavos podem ser dolorosos, manifestando sintomas no ante-pé devido à compressão dos metatarsos (metatarsalgia), no retro-pé devido à pressão exercida no calcâneo (talalgia) e no médio-pé na fásia plantar (fascíte plantar que pode originar esporão de calcâneo). Pessoas com pés cavos têm dificuldades para encontrar sapatos que lhes sirvam, e ainda podem requerer o uso de palmilhas para uma melhor sustentação.

O pé cavo é aquele que apresenta um aumento anormal da altura da abóbada plantar. Consideramos esta definição como a mais simples e a correta, ainda que não dê uma idéia completa da deformidade do pé em que tratamos. Isso por que o pé cavo é complexo, dada sua grande disparidade etiológica, seu grande polimorfismo, sua evolução diferente e conseqüentemente seu tratamento diverso. (VILADOT, 2003).

O pé cavo é determinado pelo aumento da curvatura plantar do pé. Neste caso observa-se uma descontinuidade na impressão plantar na passagem do retro-pé para o antepé, apresentando uma medida inferior a um terço da medida do antepé. O aumento dessa curvatura pode ser devido a uma contratura muscular ou a uma insuficiência dos músculos flexores do tornozelo.

O pé cavo, no qual o arco longitudinal plantar é excessiva ou anormalmente alto, destaca que há uma projeção no seu bordo lateral, com um aprofundamento da concavidade medial. A fásia plantar se contrai, formando um aumento na curvatura plantar do pé (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997; GARDNER; GRAY; O'RAHILLY, 1988; PALASTANGA; FIELD; SOAMES, 2000; MIRANDA, 2001; DÂNGELO; FATTINI, 2002).

O pé cavo é definido quando o indivíduo tem a largura da impressão

plantar do mediopé (istmo) menor que 1/3 da medida do antepé (VALENTI 1979, *apud* BARROCO, LEMOS; NERY 1998).

Neste trabalho para uma classificação mais objetiva usamos o método de Viladot, descritos em termos de pés cavos: Grau I e II (Fig. 7). O pé cavo é denominado de Cavo Grau I, quando a descida da amplitude da impressão plantar na parte média apresenta uma amplitude inferior a um terço da amplitude do ante-pé (Fig. 7 a); e Pé cavo é denominado de Grau II, quando ocorre o desaparecimento por completo da impressão plantar (Fig. 7b).

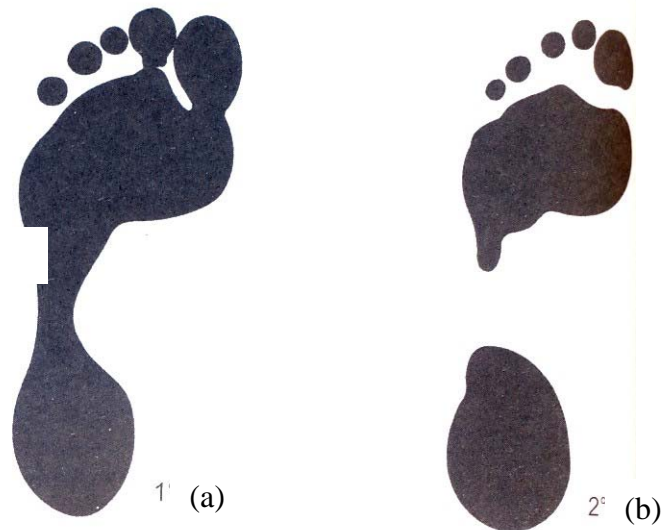


Figura 7: Classificação morfológica dos pés Cavos: (a) Grau I e (b) Grau II.
Fonte: Viladot (2003)

2.9 Joelhos

O joelho, uma das mais complexas articulações do corpo humano, é essencialmente instável por causa de sua localização entre os dois ossos mais longos, a tíbia e o fêmur. Devido às superfícies articulares opostas dos côndilos femorais e do platô tibial serem incongruentes ou assimétricas leva esta articulação a ser uma das mais lesadas em todo corpo, em especial nos indivíduos que participam de atividades atléticas ou esportivas recreativas.

O joelho é uma articulação triaxial que compreende as articulações tibiofemoral, femoropatelar e tíbiofibular proximal integradas com estabilizadores ativos e passivos. A arquitetura óssea consiste do fêmur, da tíbia, da patela e da fíbula proximal.

Tudo isso fixado por vários ligamentos e revestido por uma cápsula articular. Em seu interior temos substâncias nobres responsáveis pela nutrição e lubrificação dos tecidos. A maioria dos músculos bi-articulares (que atuam em duas articulações) localizados na coxa cruzam o joelho protegendo-o e fortalecendo-o.

A articulação do joelho não é apenas uma dobradiça. Os movimentos de flexão e extensão, medial para lateral, anterior para posterior, o movimento rotacional e o axial fazem parte da atividade normal. A combinação desses movimentos é controlada pela interação entre as estruturas ósseas, os meniscos, os ligamentos e os músculos ao redor do joelho. Lesões em qualquer desses componentes podem, portanto, afetar a função normal do joelho.

A biomecânica do joelho é importante, pois os movimentos conjugados, normais e anormais do joelho determinam o estresse aplicado sobre a cartilagem articular, os meniscos e os ligamentos. O joelho move-se com seis graus de liberdade apresentando flexão e extensão, translação (de anterior para posterior, de medial para lateral e axial), rotação, adução e abdução. Os ligamentos funcionam melhor quando recebem carga na direção de suas fibras. A arquitetura óssea e os meniscos atuam em sintonia para colocar estresses ao longo das vias ligamentares. Quando a carga ultrapassa a resistência máxima do ligamento, este pode se romper.

A estabilidade do joelho é mantida através das contenções estáticas (ligamentos e meniscos) e das contenções dinâmicas (músculos).

O ligamento cruzado anterior do joelho um dos principais ligamentos de contenção estática. Quando rompido leva a uma limitação funcional e a instalação de fenômenos degenerativos intra-articulares como degeneração da cartilagem articular e lesão meniscal devido às alterações biomecânicas secundárias e à perda do ligamento cruzado anterior que leva a uma mobilidade anormal (falseio) entre a tíbia e o fêmur.

Cailliet (2001), apesar de toda carga que deve suportar a articulação do joelho, esta é relativamente fraca do ponto de vista mecânico, devido às configurações de suas superfícies articulares, ficando sua resistência na dependência dos ligamentos que unem o fêmur à tíbia, principalmente do ligamento cruzado anterior que é o principal estabilizador do joelho.

O ligamento cruzado anterior não é o único a atuar na estabilidade do joelho. Outros ligamentos como ligamento cruzado posterior, ligamento colateral lateral e medial participam desta função.

Konin (2006), a principal função do ligamento cruzado anterior é resistir à translação ou ao deslocamento anterior da tíbia sobre o fêmur e como função secundária colaborar para resistir ao excesso de rotação medial da tíbia, bem como servir para avaliar as forças em valgo e em varo sobre o joelho.

Kim (2008) considera que o mecanismo de lesão se dá por hiperextensão, rotação interna da extremidade inferior com o corpo em rotação externa, lesão por desaceleração, força anterior da tíbia com joelho a 90° e ou forças em valgo e em varo.

2.10 Processos Ascendentes

As alterações posturais ascendentes se dão pela interligação dos músculos através das cadeias musculares (CECI; SALGADO; PRZYSIEZNY, 2004). Informações externas são transmitidas aos pés e tornozelo através dos receptores cutâneos encontrados na região plantar e receptores sensitivos internos presentes nos músculos e nas articulações dos pés (BRICOT, 2004). Estes neuroreceptores são fundamentais ao sistema postural, ao equilíbrio e ao movimento, qualquer desequilíbrio ou assimetria provocada por disfunções articulares, ligamentares ou musculares na região podal repercutirá sempre de forma ascendente, pois os pés influenciam as demais estruturas do corpo (PRZYSIEZNY; FORMONTE; PRZYSIEZNY, 2003)

As assimetrias do pé causam desnivelamentos e torções pélvicas e escapulares. Essas alterações podem ser iniciadas nos pés, pé causativo, onde uma perturbação no apoio ou na mobilidade leva ao desequilíbrio postural ascendente. Podem também ser causadas por pés mistos, onde o pé além de

ser causativo, é um pé adaptativo, adaptando-se as informações ascendentes (PRZYSIEZNY; FORMONTE; PRZYSIEZNY, 2003).

Pés planos geram uma rotação medial da tíbia e fêmur, deixando o joelho valgo, o sacro em extensão, resultando em uma hiperlordose. O pé cavo causa uma rotação externa na tíbia e no fêmur, deixando o joelho varo, verticalizando o sacro e diminuindo a lordose fisiológica. As articulações lombares sofrem com as pressões da sobrecarga, que desencadeia espasmos e contraturas musculares e dor (PRZYSIEZNY; FORMONTE; PRZYSIEZNY, 2003).

2.11 Biomecânica da Corrida

A corrida é uma atividade motora altamente complexa que incorpora a ação de vários níveis do sistema nervoso, envolvendo a contribuição de grande parte dos músculos do corpo - o que requer acentuada coordenação da amplitude de movimento. Nesse sentido, mudanças na frequência e amplitude de passada exigem concomitantes alterações nos níveis de alongamento-encurtamento muscular, bem como na taxa de força desenvolvida, o que afeta a demanda aeróbica. Dessa forma, na corrida, o movimento dos segmentos pode ser considerado como uma ação harmônica para alcançar uma locomoção que apresente translação do centro de massa com menor gasto de energia possível (MARTIN ; SANDERSON, 2000)

O estudo das modificações nos ângulos articulares do joelho e tornozelo durante as fases de pré-contato e na primeira metade do contato combinadas ao aumento da atividade muscular excêntrica torna-se relevante para o entendimento dos mecanismos de atenuação do impacto no sistema músculoesquelético, das lesões relacionadas à fadiga e de alterações degenerativas (MIZRAHI; VERBITSKY; ISAKOV, 2001)

A prática da corrida tem sido relacionada com a ocorrência de lesões na coluna lombar, no quadril e predominantemente no membro inferior (SCHACHE et al., 2002). Na região lombar estas lesões são evidenciadas devido a cargas compressivas após o choque do calcâneo e pelos distúrbios nos padrões cinemáticos deste segmento vertebral e pelve durante a corrida. Outra causa

descrita tem sido a fadiga muscular como promotora dessas lesões (NUMMELA; RUSKO; MERO 1994)

Durante a corrida, o contato do retropé com o solo normalmente ocorre com o lado lateral do calcanhar, com o pé em ligeira supinação (abdução, inversão e flexão plantar), segue-se então um período rápido de pronação (adução, eversão e dorsiflexão), permitindo a dissipação da energia de impacto, associada a esta pronação acontece a rotação interna da tíbia, que por seu lado cria rotação no plano transversico do joelho (PRYCE, M.L.; 1998)

As lesões de joelho são bastante comuns em indivíduos que praticam esportes, e que estão submetidos a exercícios que levam ao impacto importante nessa articulação. O joelho é muito vulnerável ao trauma direto (pancadas) ou indireto (torções). Ele apresenta na sua estrutura ligamentos que estabilizam a articulação evitando movimentos anormais, auxiliados pelos meniscos (em numero de dois), que além de estabilizarem o joelho distribuem a carga/impacto além de absorver os choques (SILVA, 2002).

As lesões de menisco são raras na infância, ocorrendo principalmente no final da adolescência, com pico na terceira e quarta décadas de vida. A principal causa é o trauma ("acidentes agudos") da articulação, porém, após os 50 anos de vida deve-se principalmente a artrite do joelho. O menisco pode apresentar vários tipos de lesão: rupturas parcial, total e complexas. Além disso, a ruptura do menisco pode ocorrer sozinha ou associada à ruptura de ligamento.

O indivíduo, geralmente, conta uma história de queda, rotação do joelho ou outro trauma, sente dor no joelho, apresenta-se mancando e a articulação mostra crepitações (barulhos, estalos) e limitação do movimento (o joelho não consegue se mover em todas as direções na amplitude normal) (TORRES, 2004)

Os ligamentos trabalham em conjunto com os meniscos, e freqüentemente nas lesões agudas, ocorre comprometimento de mais de uma estrutura. Nas lesões de ligamentos, podemos observar estiramento com ou sem instabilidade do joelho ou ruptura completa do mesmo.

O Ligamento Cruzado Anterior é um ligamento da parte central do joelho que se rompe freqüentemente pelo mecanismo de torção sem contato físico, muito comum no futebol (FISCHER, 2008)

Uma lesão isolada, como a do tornozelo, por exemplo, pode desencadear lesões a distância, isto é, uma lesão não tratada do tornozelo, pode por compensação lesar o joelho ou a coluna vertebral e vice-versa (SOUCHARD, 1986; MARQUES, 2000).

Neste trabalho foram avaliados praticantes de futebol com pós operatório de joelho por lesão não traumática durante a prática esportiva.

2.12 Baropodometria

Em tarefas cotidianas como caminhar, correr e em atividades físicas, o corpo humano exerce uma força contra o solo, freqüentemente por meio dos pés. O estudo destes movimentos pode ser realizado pela interpretação de variáveis mecânicas, obtidas com a utilização de instrumentos que permitem a medição da força de ação e reação exercida pelos pés sobre uma superfície de contato e o respectivo torque (URQUIZA, 2005). Como exemplo, um instrumento utilizado neste trabalho é uma plataforma de força do Sistema de Análise FootWork (Ver seção 3.4 Instrumentos), para o estudo da morfologia dos pés, na condição ortostática de praticantes de futebol.

Uma plataforma de força é constituída basicamente de uma placa apoiada em pontos definidos, e seu principio de funcionamento é tal que qualquer força exercida sobre a sua superfície é transmitida aos transdutores, dispositivos capazes de gerar um nível de tensão elétrica correspondente à força sobre eles aplicada (URQUIZA, 2005). Através de sensores de pressão de alta sensibilidade, tanto se pode medir a distribuição de pressão durante o ortostatismo, ou na marcha, corridas e saltos, fornecendo dados quantitativos e qualitativos. Qualitativos pela imagem da morfologia do passo ou distribuições das pressões da estática no retro, médio e ante-pé e também pelo deslocamento do centro de força. Quantitativos através de registro numérico dos valores dos picos das pressões plantares, da velocidade de oscilação corporal e do deslocamento radial da oscilação, tanto na postura estática quanto na dinâmica da marcha (OLIVEIRA et al., 1998).

Em 1983, trabalhos simultâneos do professor Rabshong e M. Jean Clot e sua equipe resultaram na introdução de solas sensíveis usando a tecnologia

de “*pele artificial*” e na conclusão da construção de um podômetro eletrônico que era uma plataforma para análise estática e dinâmica de suporte plantar.

Os sensores de pressão são dispositivos utilizados para se medir as variações de força em determinados setores da zona de apoio. Como são planos, os sensores podem fixar-se em locais como o sapato. Os sinais obtidos desses sensores são amplificados e enviados a um computador. Uma pressão exercida sobre um dos sensores aumenta sua capacidade e diminui sua resistência a uma corrente alternada.

Os sensores estão conectados a diodos luminosos de tal maneira que a intensidade da luz emitida por eles seja proporcional à força aplicada. O principal determinante da qualidade dos sistemas é o tipo de sensor. Existem três tipos de sensores: a) quartzo piezoelétricos, b) variações de resistência e c) variações de capacidade (LIBOTTE, 2001).

2.13 Objetivo do Trabalho

2.13.1 Objetivo Geral

Avaliar a influência dos aspectos morfológicos dos pés nas lesões não traumáticas de joelhos.

2.13.2 Objetivo Específico

O objetivo deste estudo é relacionar a morfologia plantar e o IMC de praticantes de futebol com pós operatório de joelhos por lesão não traumática através da baropodometria computadorizada com praticantes de futebol que não tiveram lesões de joelhos.

3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Local da Pesquisa

A pesquisa foi realizada na Clínica da Coluna – Equilíbrio e Postura em Maringá, Paraná. Foi realizada uma triagem de 128 jogadores de futebol com pós operatório de joelhos e 98 pacientes para o grupo controle sem lesões em joelhos, totalizando 226 jogadores, observando os critérios de inclusão e exclusão para a escolha dos participantes.

3.2 Sujeitos

Neste estudo foram avaliados voluntariamente, 128 indivíduos do Grupo Lesão de joelhos (GL), que fizeram cirurgia de joelho (ligamentoplastia/menissectomia) por entorse não traumática e 98 indivíduos do Grupo Controle (GC) que não sofreram lesões de joelhos. Todos praticantes de futebol, do sexo masculino (18-55 anos), adultos saudáveis e ativos.

O presente projeto foi aprovada pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade do Vale do Paraíba - UNIVAP (H089CEP/2009) (Apêndice A). Todos os participantes foram inicialmente esclarecidos sobre os procedimentos do experimento e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, conforme as Normas de Realização de Pesquisas com Seres Humanos (resolução nº 196/96 do CNS).

3.3 Critérios de Seleção

3.3.1 Critérios de exclusão

Indivíduos com:

- Lesões músculo-esqueléticas recentes, cardiorespiratórias e/ou neurológicas;
- Lesão de joelhos traumáticas;
- IMC acima de 30, classificados como Obesidade Grau I ou superior ;

- Problemas visuais importantes e consideráveis;
- Cirurgia prévia (tempo de recuperação inferior a 24 meses);
- Outras patologias, tais como: Insuficiência Cardíaca, doenças neoplásicas, doenças restritivas, entre outras;
- Sexo Feminino;
- Negação a assinar o termo de Consentimento Livre e Esclarecido;
- Idade menor que 18 anos e acima de 55 anos.

3.4 Instrumentos

Para a coleta dos dados antropométricos foram utilizados os seguintes instrumentos de medida: balança digital (G-TECH precisão de 0,1 Kg e escala máxima de 200 Kg) para a medida da massa corpórea; fita métrica (com selo do INMETRO), afixada à parede para mensuração da altura dos indivíduos; e uma plataforma de força do Sistema de Análise FootWork (Figura 8),



Figura 8: Baropodometro eletrônico.

Para a coleta dos dados experimentais foi utilizada uma plataforma de força do Sistema de Análise FootWork (Figura 8). Esta plataforma de baropodometria é composta por 2704 captadores capacitivos de 7,62 x 7,62

mm, que permite uma análise estabilométrica, da descarga de pressão e tempo de aquisição de 30 segundos em posição ereta estática ou dinâmica. Este equipamento é composto de um conversor A/D de 16 bits, e a frequência de amostragem de 250 Hz.

3.5 Procedimentos

Os sujeitos preencheram uma ficha cadastral (Anexo II) e à avaliação antropométrica (massa, estatura e índice de massa corporal IMC). As valores obtidos para a massa e IMC dos indivíduos avaliados neste estudo são apresentados no Apêndice B.

Em seguida os pacientes foram submetidos à avaliação baropodométrica estática por 30 segundos. Os mesmos foram orientados a utilizar um vestuário confortável, permanecer em base livre, descalços, da forma mais natural possível, (Figura 9) sem conversar e sem se movimentar, com os braços relaxados ao longo do corpo e realizando uma pequena abertura na boca para relaxamento da articulação temporomandibular de acordo com Santana (1999).

A posição pré-estabelecida dos pés não foi adotada, pois ela pode induzir uma tática de ajuste corporal diferente a do individuo quando ele esta com a base de sustentação livre segundo Bianchini (2005).



Figura 9: Plataforma de Baropodometria.

A avaliação na Plataforma da marca FOOTWORK teve como objetivo

analisar a morfologia dos pés (Figura 10), permitindo a classificação do tipo de pé, bem como o comportamento da descarga de peso no apoio plantar.

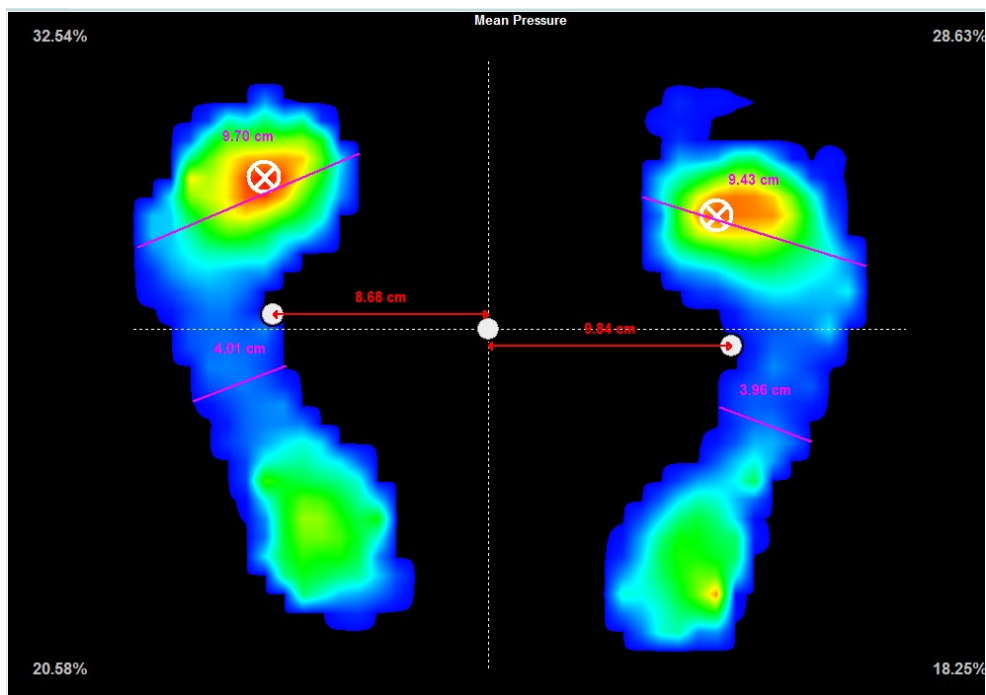


Figura 10: Mensuração das medidas do ante-pé e médio-pé, através do software de coleta de dados, Footwork.

Através do software de captura dos sinais FOOTWORK, foi realizada a mensuração do comprimento lateral do ante-pé e médio pé, com o objetivo de se ter um método objetivo para a classificação morfológica dos pés analisados neste estudo e a captura dos picos de pressão do ante-pé, médio-pé e retro-pé.

3.6 Análises e Variáveis

3.6.1 Variáveis do Estudo

Neste estudo foram avaliados os valores máximos de pressão plantar nas regiões de ante-pé, médio-pé e retro-pé para os grupos controle e lesão. No grupo controle são considerados: (A) lados direito (DIR), (B) esquerdo (ESQ), (C) para o grupo lesão normal (NL) para o pé lado sem cirurgia, (D) “J”

para o pé do joelho que recebeu intervenção cirúrgica. Os grupos ainda foram analisados em subgrupos baseados no IMC.

3.6.2 Análises Estatísticas

Os dados foram tabulados com a utilização do Microsoft Excel. Para a avaliação estatística foi utilizado o teste t *student* não pareado entre os grupos e entre os diferentes tipos de pés dos mesmos grupos. As comparações entre as distribuições do tipo de pé entre os grupos e subgrupos foram realizadas pelo qui-quadrado com correção de Yates. Nas análise foi estabelecido nível de significância de 5%.

4 RESULTADOS

Os resultados deste trabalho são apresentados neste capítulo, expressos em valores médios e desvio padrão entre parênteses.

4.1 Discriminação dos Grupos Controles (GC) e Lesão (GL) por IMC e tipos de pés

Os indivíduos avaliados neste trabalho (Apêndice B) foram separados em dois grupos: Grupo Controle (GC) e Grupo Lesão (GL). Na Figura 11 são apresentados os resultados capturados via baropodometria para o GL, exemplificando os tipos de pés (a) Normal, (b) Cavo e (c) Plano, respectivamente. Os resultados, discriminados por tipos de pés (veja item 2.8 Tipos de Pés), dos indivíduos analisados neste trabalho, são apresentados nas tabelas 1 (para o GL) e tabela 2 (para o GC) (BULLA; PILLA; ALBUQUERQUE, 2010).

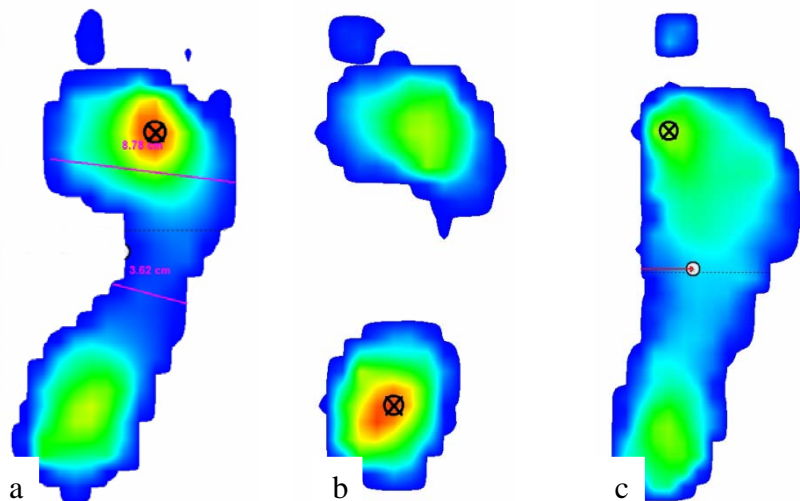


Figura 11: Resultados de Baropodometria para o GL de tipos de Pés: (a) Normal, (b) Cavo e (c) Plano.

Os resultados apresentados nas Tabelas 1 e 2 foram analisados considerando a dependência do IMC e tipos de pés, comparando os indivíduos

dos subgrupos: IMC normal (GLn ou GCn) e IMC acima de 25 (GL+ ou GC+), para os grupos lesão e controle respectivamente.

Tabela 1 - Valores Percentuais da distribuição dos tipos de pés do Grupo Lesão (GL), com massa corpórea Normal (GLn), e Sobrepeso (GL+) .

	GL% (N [*])	GLn% (N)	GL+% (N)
Cavo	66,41 (85)	25 (32)	41,41 (53)
Misto	16,15 (21)	2,34 (3)	14,07 (18)
Normal	14,07 (18)	1,57 (2)	12,5 (16)
Plano	3,12 (4)	0,00 (0)	3,12 (4)
Total	100 (128)	28,9 (37)	71,1 (91)

^{*}N é o número de indivíduos avaliados

Na Tabela 1, são apresentados os resultados obtidos para o GL. Na coluna referente ao GL% apresenta-se a incidência dos tipos de pés do GL de forma geral, sem observar a dependência com o IMC. Observou-se da análise desta coluna citada (GL%) amostragem dos 128 indivíduos: ~66 % destes apresentaram pés cavos, ~14% pés normais, ~3% pés planos e ~16% pés mistos. Por outro lado, para a coluna GLn%, a qual apresenta-se os valores referentes ao tipo morfológico dos pés com base no IMC abaixo de 25, nota-se a presença de 25% dos indivíduos com pés cavos, 2,34% com os pés mistos, e 1,57% com os pés normais. Observa-se na 3ª coluna GL+% os valores referentes ao tipo morfológico dos pés com base no IMC acima de 25 e abaixo de 29,99. Nesta coluna observa-se a incidência de 41,41% dos indivíduos com os pés cavos; 14,07% com pés mistos; 12,05% com pés normais; e 3,12 com pés planos.

Tabela 2 - Valores Percentuais da distribuição dos tipos de pés do Grupo Controle (GC), com massa corpórea Normal (GLn), e Sobrepeso/Obeso (GL+).

	GC% (N)	GCn% (N)	GC+% (N)
Cavo	10,20 (10)	6,12 (6)	4,08 (4)
Misto	8,16 (8)	3,06 (3)	5,1 (5)
Normal	81,63 (80)	24,48 (24)	57,14 (56)
Plano	(-)	(-)	(-)
Total	100 (98)	33,67 (33)	66,32 (65)

^{*}N é o número de indivíduos avaliados

Na Tabela 2 são apresentados os dados referentes ao GC. Na coluna 1 (GC%) observa-se os dados referentes ao N de 98 indivíduos avaliados no GC e a porcentagem respectiva com relação a incidência morfológica dos pés. Sendo que, cerca de 10,20 % do total destes sujeitos avaliados apresentam pés cavos, 8,16% pés mistos, 81,63 pés normais e não se observou indivíduos com os pés planos. Na coluna 2 (GCn%) exibe-se a incidência dos pés em função do IMC abaixo de 25. Notou-se a presença de 6,12% dos indivíduos com os pés cavos, ~3% com os pés mistos, 24,48% com os pés normais. Por outro lado, observa-se na 3ª coluna GC+% os valores referentes ao tipo morfológico dos pés com base no IMC acima de 25 e abaixo de 29,99. Nesta coluna observa-se a incidência de ~4% dos indivíduos com os pés cavos, ~5% com pés mistos, e ~57% com pés normais.

Desta forma, é possível concluir baseado nas Tabelas 1 e 2, um aumento na incidência de indivíduos com o pé tipo cavo no GL comparado ao GC, sendo que de maior proporção no subgrupo GL+.

4.2 Análises dos valores de pressão plantar

Os resultados dos 226 sujeitos analisados são apresentados na Tabela 3. Os resultados estão dispostos nesta tabela, separados em GC e GL. O “N” representa o número de indivíduos avaliados no GC e GL. São apresentando na parte superior da Tabela 3, a média de idade e IMC dos avaliados. Por outro lado, na região inferior da tabela apresenta-se as médias dos picos de pressão para o Ante-pé, Médio-pé e Retro-pé. Tais resultados são apresentados para o GC, comparando o lado esquerdo (E) com o direito (D) representado na vertical pelas letras E e D. Já para observar os resultados destas mesmas regiões dos pés para o GL faz-se necessário observar sua respectiva coluna na tabela e observar as siglas NL para o lado normal, ou seja, lado sem a lesão e J para o lado lesado. De qualquer forma, para o GL, não é apresentado à comparação entre os pés do lado direito com o esquerdo (como no GC), e sim o lado que sofreu a lesão com o lado normal.

Tabela 3 - Valores dos grupos Controle - GC (saudáveis) e GL (lesão de joelho).

	GC/GL	GC	GL
N (%)		98 (43,36)	128 (56,64)
Idade (anos)		40 ± 10	40 ± 10
IMC (Kg/m²)		26 ± 2	26 ± 2
Ante – pé (kPa)	E/NL	2,5 ± 0,9	2 ± 1
	D/J	1,6 ± 0,6 [†]	2 ± 1
Médio – pé (kPa)	E/NL	0,3 ± 0,3	0,2 ± 0,3 [*]
	D/J	0,3 ± 0,2	0,6 ± 0,7 ^{†*}
Retro – pé (kPa)	E/NL	1,8 ± 0,8	0,9 ± 0,8
	D/J	1,5 ± 0,6 [†]	1,5 ± 0,8 [†]

E – pé esquerdo do grupo controle; D – pé direito do grupo controle; NL – pé normal do grupo lesado; J – pé do joelho lesado. †: Diferença entre os lados. * Diferenças entre os grupos. Valores médios ± desvio padrão.

Verifica-se na Tabela 3 a média de idade de 40 anos e IMC 26, tanto para o GC como para o GL. Observando os picos de distribuição plantar para o GC no ante-pé, verifica-se no lado esquerdo a distribuição de 2,5 KPa enquanto no lado direito 1,6 KPa. No médio pé, para o GC, não verificou-se diferença estatisticamente significativa. Ainda neste mesmo grupo, observa-se alteração significativa na distribuição de cargas plantares no retro-pé, sendo 1,8 KPa para o lado esquerdo e 1,5 KPa para o retro-pé direito. Com relação ao GL, observou-se diferença estatisticamente significativa nos picos de distribuição plantar, nas comparações entre o médio pé e o retro-pé, não havendo alteração significativa no ante-pé. Notou-se ainda que, no médio-pé do GL a distribuição de 2,13 KPa no lado lesado, enquanto 0,18 KPa no lado normal, e no retro-pé 1,5 KPa no lado lesado e 0,9 KPa no lado normal.

Além destas informações, a Tabela 3 nos permite comparar a distribuição de pressão plantar entre o médio-pé do GC com o GL, já que houve no GC distribuição simétrica entre os valores do médio-pé.

Estabelecendo-se o valor médio de 0,34 KPa para o médio-pé do GC, observou-se sobrecarga significativa no médio-pé do GL no lado lesado.

Na Tabela 4 são apresentados os resultados de distribuição de pressão plantar, para os grupos GC e GL, separando-os em função do IMC. Os indivíduos do GC e GL com IMC normal ($IMC < 25 \text{ Kg/m}^2$) foram nomeados de GCn e GLn, respectivamente. Enquanto que para os indivíduos com sobrepeso ($IMC > 25 \text{ Kg/m}^2$) do GC e GL foram nomeados de GCs e GLs, respectivamente.

Para análise dos resultados da Tabela 4, utilizou-se a nomenclatura “E” e “D” para representar os lados direito e esquerdo, respectivamente, do GC; e “NL” e “J” para especificar os lados: normal e lesionado, respectivamente no GL; ou seja, no GC compara-se o lado direito com esquerdo e no GL compara-se o lado normal com o lesionado.

Tabela 4 - Resultados dos grupos avaliados, Valores médios (\pm desvio padrão).

	GC/GL	GCn	GCs	GLn	GLs
n (%)		33 (14,60)	65 (28,76)	37 (16,37)	91 (40,27)
Idade (anos)		30 \pm 10	40 \pm 10	40 \pm 10	40 \pm 10
IMC (%)		23 \pm 1	28 \pm 1	23 \pm 1	27 \pm 1
Ante – pé (kPa)	E / NL	2,4 \pm 0,9	3 \pm 1	2,1 \pm 0,9	2 \pm 1
	D / J	1,5 \pm 0,5 [†]	1,6 \pm 0,6 [†]	2 \pm 1	2 \pm 1
Médio – pé (kPa)	E / NL	0,3 \pm 0,3	0,4 \pm 0,2	0,1 \pm 0,3	0,2 \pm 0,2
	D / J	0,3 \pm 0,3	0,3 \pm 0,2	0,1 \pm 0,2	0,9 \pm 0,8 [†]
Retro – pé (kPa)	E / NL	1,5 \pm 0,8	2,0 \pm 0,8	1,4 \pm 0,8	0,7 \pm 0,7
	D / J	1,3 \pm 0,6	1,5 \pm 0,6 [†]	1,2 \pm 0,7	1,6 \pm 0,8 [†]

E – pé esquerdo do grupo controle; D – pé direito do grupo controle; NL – pé normal do grupo lesionado; J – pé do joelho lesionado. n – Peso normal; s – Sobrepeso; [†]: Diferença entre os lados.

Analisando os resultados, observou-se que existem diferenças nos grupos GCn, no médio-pé e no retro-pé, quando comparado ao GCs. No GLn

foram encontradas diferenças no médio-pé e no retro-pé em ambos os pés quando comparados ao GLs correspondente. Por outro lado, no GCs foram encontradas diferenças entre as distribuições das pressões plantares nas regiões no ante-pé e no retro-pé, com relação aos pés direito e esquerdo. Por outro lado, no GLs foram observadas diferenças nos valores da distribuição plantar, no médio-pé e no retro-pé, quando comparadas as pressões entre os pés D e E.

No Gráfico 1 são apresentados os valores das distribuições das pressões plantares médias para os GC e GL. Os valores são apresentados para os pés D e E para o GC, e sem lesão (NL) e com lesão (J) para o GL. As distribuições de pressões plantares são apresentadas para as regiões de ante-pé, médio-pé e retro-pé para os grupos: GC e GL.

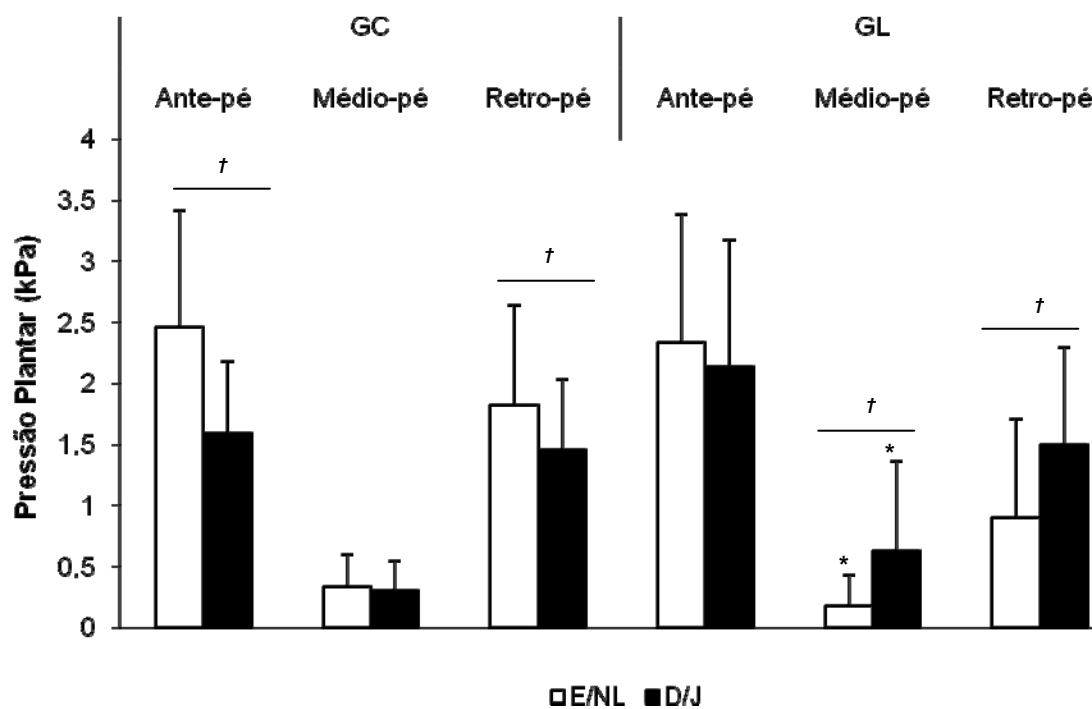


Gráfico 1 – Valores de pressão plantar nos grupos avaliados nas áreas do pé estudadas em função do lado analisado.

* - Diferenças entre os grupos; † - diferenças entre os lados. E – Esquerdo para o GC / D – Direito para o GC / NL – Normal para o GL / J – Lado lesado para o GL.

Avaliando as colunas do Gráfico 1, pertinentes ao GC notamos que houve diferença significativa na distribuição de pressão plantar entre o ante-pé

e o retro-pé, observando aumento nas pressões plantares do lado esquerdo, nas duas regiões dos pés citadas. Por outro lado, relativo ao GL, observou-se diferenças estatisticamente significativas nas distribuições de pressão plantares entre o retro-pé e o médio pé, tendo maior incidência no lado lesado. Desta forma, é possível considerar influente o aumento na sobrecarga pressórica sobre o médio pé no GL, sobre o mesmo lado da lesão dos joelhos.

No Gráfico 2 são apresentados os resultados das distribuições das pressões plantares, separados para os GL (NL e J) e GC (D e E) em função do IMC. Os resultados são apresentados para as três regiões dos pés estudadas neste trabalho (ante-pé, médio-pé e retro-pé).

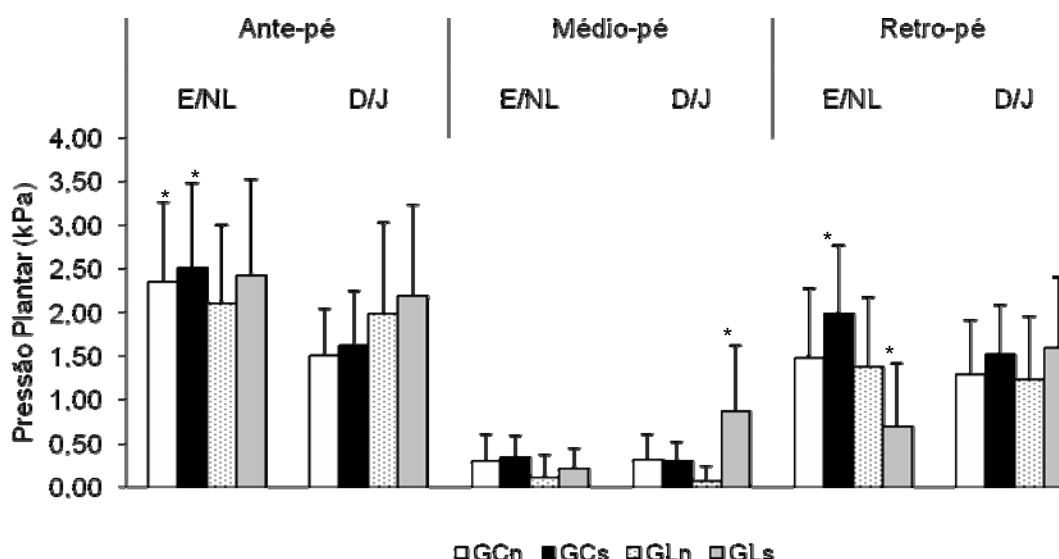


Gráfico 2 – Valores de pressão plantar nos grupos avaliados em função do IMC por grupo.
* - diferenças entre os lados.

Observa-se no Gráfico 2, um aumento estatisticamente significativo quando comparado à distribuição de cargas plantares no ante-pé esquerdo dos grupos GCn e GCs com o ante-pé direito do mesmo grupo. Por outro lado, com relação ao retro-pé observa-se aumento pressórico sobre o médio pé direito do GLs; e um aumento pressórico no lado esquerdo do GCs comparado com o lado direito. No GLs nota-se sobrecarga no retro-pé direito (lado da lesão) quando comparado com o retro-pé esquerdo.

4.3 Análise da distribuição dos grupos avaliados baseados no tipo de pé

Os indivíduos do Grupo Lesão (GL) com pés tipo cavo, foram subdivididos em dois grupos: Cavo Grau I (Cavo I) e Grau II (Cavo II) (Ver item 2.8.3 Pés Cavos). Na Figura 12 são apresentados os resultados capturados via baropodometria para o GL, exemplificando os tipos de pés Cavo I (a) e Cavo II (b). Os tipos de pés, subdivididos em Cavo I e Cavo II, são apresentados na Tabela 5, para os grupos GL e GC.

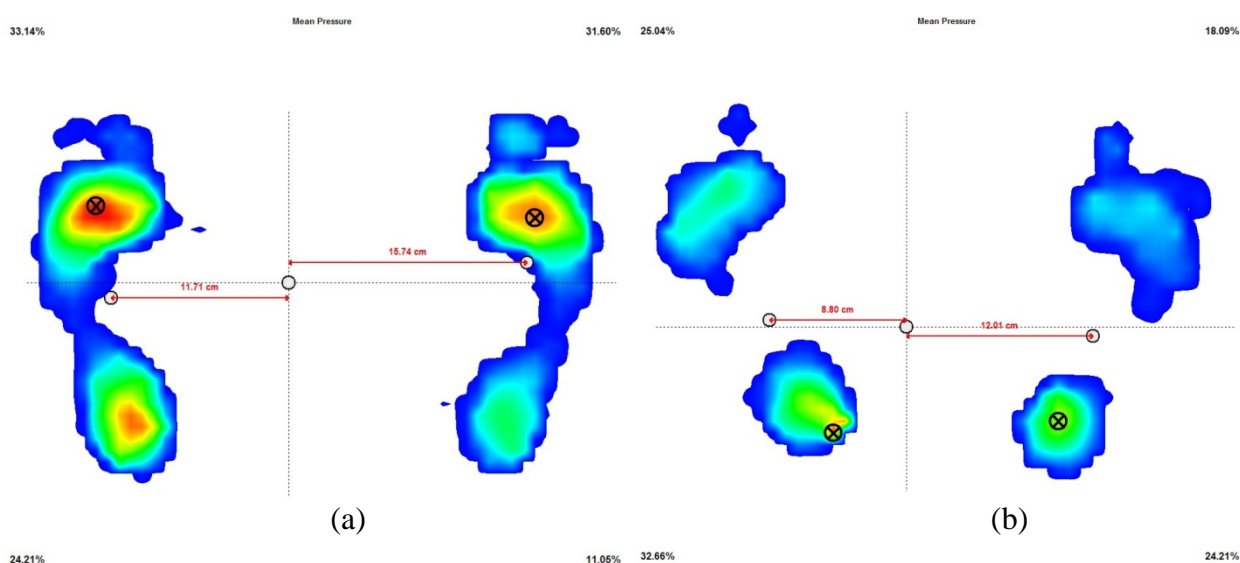


Figura 12: Resultados de Baropodometria para o GL apresentando tipo de Pés Cavos: (a) Grau I (Cavo I) e (b) Grau II (Cavo II), com IMC 24 e 27, respectivamente

Tabela 5 – Distribuição amostral dos sujeitos avaliados classificados pelo tipo de pé. Número de indivíduos (N).

	GC% (N)	GL% (N)	GCf% (N)	GLf% (N)	GCn% (N)	GLn% (N)	GCs% (N)	GLs% (N)
Cavo II	6,12 (6)	40,63 (52)	2,65 (6)	23,01 (52)	1,77 (4)	10,62 (24)	0,88 (2)	12,39 (28)
Cavo I	4,08 (4)	25,78 (33)	1,77 (4)	14,60 (33)	0,88 (2)	3,54 (8)	0,88 (2)	11,06 (25)
Misto	8,16 (8)	16,41 (21)	3,54 (8)	9,29 (21)	1,33 (3)	1,33 (3)	7,69 (5)	7,96 (18)
Normal	81,63 (80)	14,06 (18)	35,40 (80)	7,96 (18)	10,62 (24)	0,88 (2)	86,15 (56)	7,08 (16)
Plano	0,00 (0)	3,13 (4)	0,00 (0)	1,77 (4)	0,00 (0)	0,00 (0)	0,00 (0)	1,77 (4)
Total	100,00 (98)	100,00 (128)	43,36 (98)	56,64 (128)	14,60 (33)	16,37 (37)	28,76 (65)	40,27 (91)

Na Tabela 5 foi condensada a amostragem populacional analisada neste trabalho. Os indivíduos foram classificados pelos tipos de pés com o objetivo de detalhar os resultados deste estudo, e são apresentados na Tabela 5, os resultados para os grupos GC% e GL%. Os grupos GLn% e GCn% identificam a amostra populacional com IMC abaixo de 25 para os grupos GL e GC, respectivamente. Os grupos GCs% e GLs% representam os sujeitos com IMC acima de 24,99 e abaixo de 29 para os grupos GC e GL, enquanto GCf% e GLf% representam a porcentagem da amostra populacional dos dois grupos juntos (GC+GL) para cada tipo de pé.

Na comparação dos grupos GC e GL (Tabela 5) para os diferentes tipos de pés (Normal, Cavo ou Plano) foi observada uma distribuição significativamente alterada ($\chi^2 = 99,86 - p < 0,001$). Sendo que o GC apresenta predomínio de pés tipo Normal em 81,63 %, enquanto o GL pés do tipo CAVO em 66,41% (total de pés tipo Cavo). Por outro lado, comparando o GC com peso normal baseado no IMC (GCn e GCs) ao GL de mesmas características (GCn versus GLn – $\chi^2 = 32,40 - p < 0,001$; GCs versus GLs – $\chi^2 = 66,92 - p < 0,001$), foram observadas diferenças significativas e predomínio de pés tipo Normais no GC e pés Cavo no GL.

Os resultados da Tabela 5 foram avaliados considerando a diferença apresentada em função do IMC, e comparando os tipos de pés entre os indivíduos do grupo controle, GCn versus GCs, e grupo lesão GLn versus GLs. Observou-se para o GC, a mesma distribuição ($\chi^2 = 2,01 - p > 0,05$), enquanto que para o GL foi verificado o predomínio significativo ($\chi^2 = 10,58 - p < 0,05$) de pés do tipo Cavo no subgrupo GLs.

Considerando a subdivisão dos pés tipos cavos, em Cavo I e Cavo II (Tabela 5), observa-se que no GC foram avaliados 6 indivíduos com os pés Cavos Grau II e 4 indivíduos com os pés cavos Grau I. Isto representa 6,12% e 4,08% do GC, e da amostra total (GCf%) 2,65% e 1,77%, respectivamente. Neste mesmo grupo (GC) observou-se na Tabela 5, o número de 80 indivíduos com os pés normais, e isto representa 80 % da amostragem do GC e 35,40 % do GCf %.

Na análise da Tabela 5, ao compararmos a presença das mesmas características de pés citados anteriormente para o GL, notamos a incidência de forma oposta. No GL houve a presença de 52 indivíduos com os pés cavos Grau II (Cavo II), representando 40,63% da amostragem do GL; e 33 indivíduos com os pés cavos Grau I (Cavo I), representando 25,78% da amostragem (GL%). Observa-se ainda na Tabela 5, que no GLf% representa 23,01% da amostra total para pés cavos Grau II e 14,6 para pés cavos Grau I. Com relação ao tipo morfológico normal, apenas 18 sujeitos tiveram tal característica, representando 14,06% da amostra do GL; e 7,96% da amostra total.

Nos Gráficos 3 e 4 são apresentados as distribuição dos indivíduos em função do tipo de pé e IMC. No Gráfico 3 são apresentados os resultados para o Grupo Controle, e no Gráfico 4 para o Grupo Lesão.

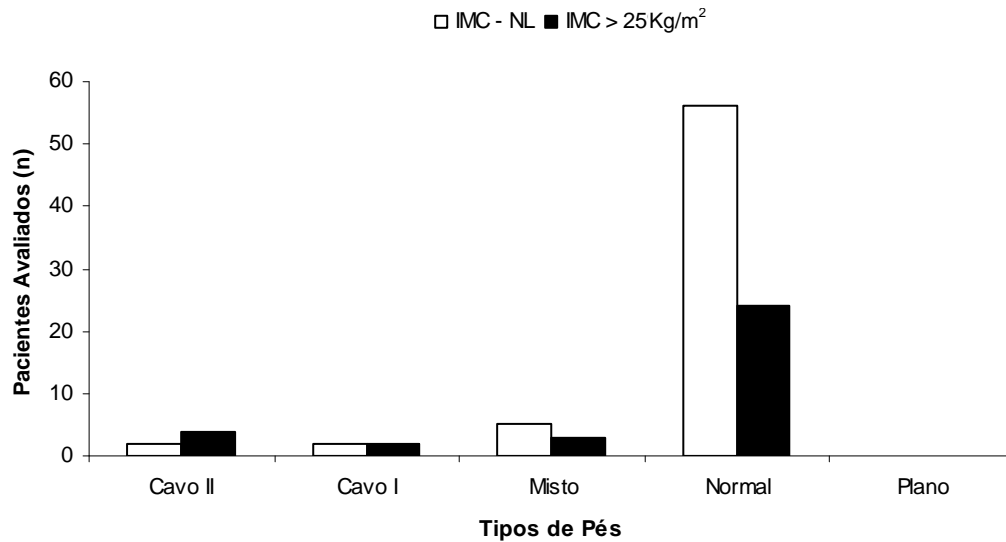


Gráfico 3 – Pacientes avaliados Grupo Controle (GC).

Nota-se que os pacientes que apresentaram pés planos nos grupos GC e GL foram de baixa incidência, sendo que no GL foram apenas 4 sujeitos. Observa-se no Gráfico 3 que a distribuição de indivíduos com os pés normais foi mais presente no GC com IMC de 25 Kg/m², apresentando incidência pequena de pés cavos neste mesmo grupo. Por outro lado, o oposto ocorreu no GL (Gráfico 4), no qual os indivíduos, com IMC acima de 25 Kg/m², apresentaram predominância de pés do tipo cavos. O número de pacientes avaliados no GL com pés normais foi de incidência baixa, porém maior para aqueles que apresentaram IMC acima de 25 Kg/m².

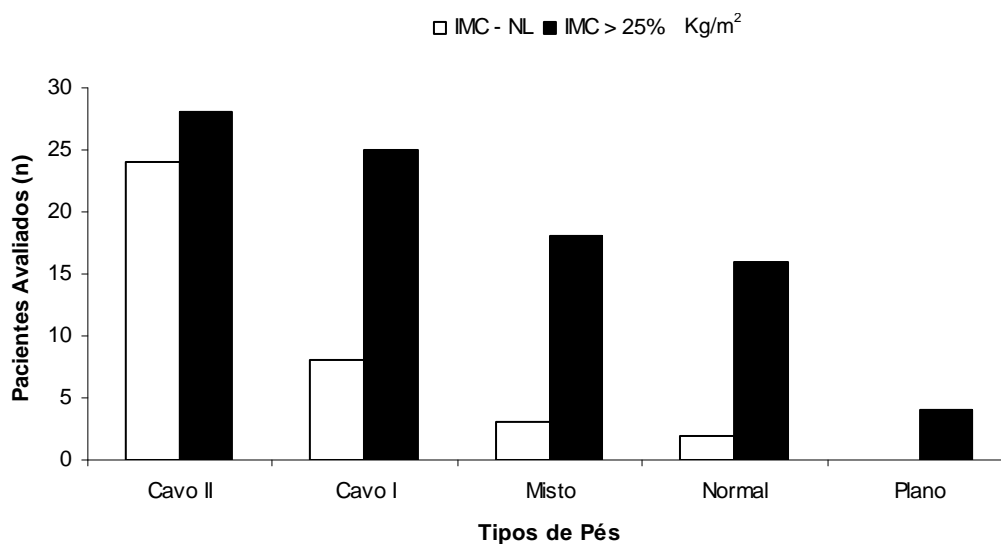


Gráfico 4 – Pacientes avaliados no Grupo Lesado (GL).

De acordo com o Gráfico 4, percebe-se que no GL houve predominância de pés do tipo cavos, principalmente para os indivíduos com IMC acima de 25 Kg/m². Por outro lado, para o grupo GC (Gráfico 3) a incidência de pés com tipos morfológicos normais foram predominantes, para os grupos de IMC-NL como para o grupo de IMC acima de 25 Kg/m².

5 DISCUSSÃO

O pé é responsável pela distribuição da pressão plantar, sustentação do corpo e também pela manutenção da postura ereta. Desta forma, tendo os pés como base de suporte, observa-se a importância do controle postural do indivíduo na realização do movimento e na obtenção do equilíbrio corporal (BIENFAIT, 1995; BESSOU; 1996; MILANI; KIMMESKAMP, 2001; PRYZSIEZNY; FORMONTE; PRYZSIEZNY, 2003). Por exemplo, dificuldades na manutenção do equilíbrio ortostático contribuem para o aumento do risco de quedas. (TEASDALE; SIMONEAU, 2001; MURPHY; CONNOLLY; BEYNNON, 2003).

Hoje existem de forma comprovada 4 fatores de riscos para lesões de joelhos: ambientais, anatômicos, hormonais e biomecânicos. Alguns estudos prévios (que serão relatados ao longo desta discussão) demonstraram a correlação entre a altura do arco longitudinal medial e lesões de joelhos. Neste estudo em questão relacionamos a anatomia morfológica do pé com a influência biomecânica ascendente, ou seja, a influência biomecânica dos pés no funcionamento do complexo dos membros inferiores, com ênfase na propensão a lesão dos joelhos.

Tendo em vista que alterações morfológicas dos pés geram alterações ascendentes, alterando a biomecânica fisiológica dos membros inferiores e o equilíbrio, foi observada neste estudo respostas diferentes a distribuição de pressão plantar do grupo controle (GC) e do grupo lesão (GL). Em acordo, com os resultados deste trabalho, Mens e Morris (2005) afirmam que, em alguns casos, a distribuição das pressões plantares sofre influência e se altera em função da anatomia do pé.

Dahle, Mueller e Dellito, (1991), referem-se que a dor nos joelhos é mais freqüente tanto em indivíduos com os pés pronados ou supinados. Cowan, Jones e Robinson,(1993) citam em seu estudo que indivíduos com arcos elevados tem maior incidência em lesões de joelhos. Willians, Maclay e Hamil, (1998), referem que tanto os pés cavos como os pés planos tem maior

incidência a lesão ao nível de joelhos que os pés com arcos normais, apesar que o tipo de lesão difere de acordo com a altura do arco longitudinal do pé.

César (2007) relata ter encontrado em seu estudo indivíduos com lesão de ligamento cruzado anterior, que tiveram, na média, arcos longitudinais mediais mais altos que os indivíduos sem lesão.

Giladi, Milgram e Simkin (1987), em seu estudo avaliou 295 sujeitos do sexo masculino, e constatou que indivíduo com os pés cavos tem maior risco para fraturas por stress de fêmur, tibia e pé. Em estudos realizados com recrutas do exército americano constatou-se que indivíduos com os pés cavos apresentam maior índice de lesão durante o treinamento (COWAN; JONES; ROBINSON,1993). Em outro estudo realizado com recrutas militares mostrou-se que tanto indivíduos com os pés cavos como os pés planos tiveram a incidência duas vezes maior de fratura por stress nos membros inferiores que indivíduos com o arco normal (KAUFMAN; BRODINE; SHAFFER, 1999).

Notou-se neste estudo que no GL, onde os pacientes tiveram de forma não traumática lesões nos joelhos houve predomínio dos pés cavos, 65,38% (Tabela 4) da amostra com diminuição do contato do médio pé ao chão, fator agravante na modificação biomecânica dos membros inferiores, já no GC 81.63% (Tabela 4) da amostra apresentou morfologia normal dos pés.

Os resultados encontrados neste estudo mostram que os indivíduos com os pés cavos, ou seja, com arco longitudinal medial mais alto apresentaram histórico com índice maior de lesão não traumática nos joelhos, quando comparado aos indivíduos que apresentaram altura normal do arco longitudinal medial.

Bricot (2004) faz uma análise das cadeias posturais e das alterações mais comuns em relação aos tipos de pés: pé plano e pé cavo. O pé plano é acompanhado de desordens posturais de forma característica: calcâneo valgo, rotação medial dos eixos tibiais e femurais e conseqüente tendência a um joelho valgo, direcionando as patelas para o eixo medial, báscula articular medial, tendência ao flexo, abertura da pelve, anteversão dos ilíacos e aumento da lordose lombar (Figura 13). Em pés planos é importante definir se o tipo de deformidade é flexível ou rígido e quais suas conseqüências futuras. No pé plano rígido, o arco plantar não é observado em posição de repouso e nem com descarga de massa. Ele é doloroso, rígido e fixado em valgo. Os

exames mostram alterações degenerativas nas articulações talonavicular e cuneonavicular. De acordo com Bordelon (1980), o pé plano flexível apresenta um arco interno normal quando não se exerce descarga de massa e um arco colapsado quando essa descarga é exercida. No pé cavo as conseqüências são opostas às do pé plano: calcâneo varo, rotação externa dos eixos tibiais e femurais, levando a um problema de cobertura anterior da cabeça femoral, patelas mais lateralizadas que levam à hiperpressão patelar lateral, tendência ao genu recurvatum e báscula lateral, retroversão íliaca e diminuição da curvatura lombar (Figura 14).

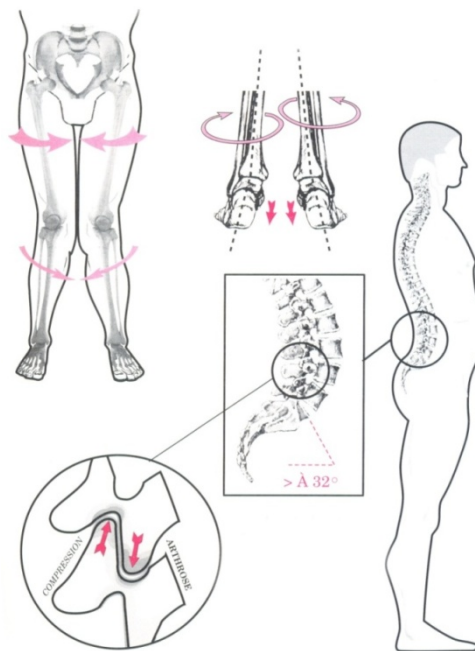


Figura 13: Pés Planos e suas desordens Posturais
Fonte: Bricot (2004).

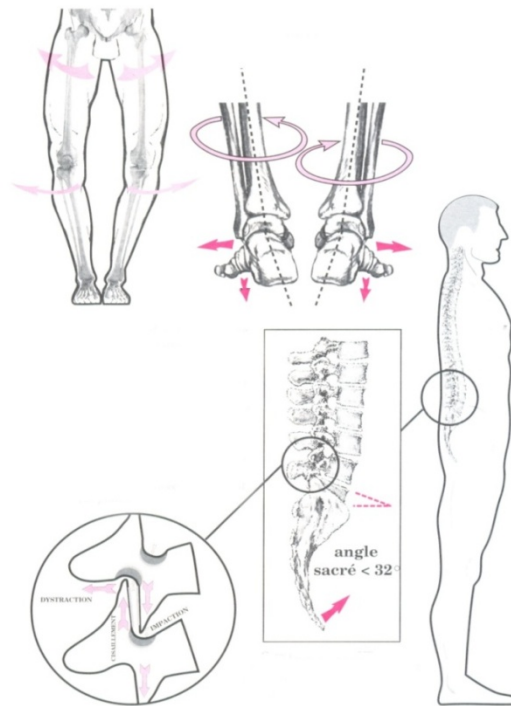


Figura 14: Pés Cavos e suas desordens Posturais
Fonte: Bricot (2004).

Neste estudo observamos que a ausência do contato do médio pé, denominado pé cavo, causa instabilidade ascendente por pronação ou supinação, gerando um aumento na propensão a lesão dos joelhos, por ser um ponto móvel entre duas estruturas fixas: os pés e o quadril.

Ribeiro et al. (2003) infere em seu estudo que os atletas que sofreram entorse de tornozelo e os que tiveram algum tipo de lesão do joelho apresentaram alteração postural no segmento relacionado à lesão (pé/tornozelo, joelho e coluna lombar, respectivamente). Isso sugere que há relação entre alteração postural e a incidência de lesões.

Também, segundo a literatura, existe uma relação entre hiperpronação do pé e rotação tibial, patela e alinhamento do joelho (KHAMIS; YIZHAR;2007). Há evidências de que desalinhamentos nas extremidades inferiores podem aumentar também o risco para queda (MENZ; MORRIS; LORD, 2005).

Além dos pés cavos, encontramos um fator secundário, fortemente atrelado as lesões de joelhos: o sobrepeso. Verifica-se que a presença dos pés cavos associados ao sobrepeso está fortemente relacionada ao histórico de lesões não traumáticas nos joelhos (GL).

O sobrepeso não entra como fator primário, já que no GC houve incidência grande dos sujeitos com IMC acima de 25 Kg/m². Porém, pode ser dito neste estudo que os indivíduos predominantemente com alterações morfológicas nos pés (GL), e o IMC acima de 25 Kg/m², apresentaram histórico maior de lesões em joelhos como podemos ver na Tabela 5, que houve prevalência de IMC acima de 25 Kg/m² tanto no GC quanto no GL, porém no GC tal fato não agregou a lesão de joelho.

Foram avaliados neste estudo, apenas lesões não traumáticas, ou seja, sem trauma direto ou pancada, pois estes respondem por 70% dos casos (NOYES; GROOD; SUNTAY, 1989; IRVINE; GASGLOW, 1992), e têm relação direta e ou indireta com o tipo morfológico do pé, como foi observado nos resultados da Tabela 5.

A validade deste estudo é justificável por se considerar questionável a qualidade das cirurgias de joelhos, haja vista o grande número de técnicas utilizadas, e seus custos que são extremamente onerosos em países desenvolvidos e em desenvolvimento.

Considera-se então importante a avaliação morfológica dos pés como prevenção as lesões de joelhos, e redução de gastos com tratamentos conservadores e/ou cirúrgicos.

6 CONCLUSÃO

Neste trabalho verificou-se o aumento na distribuição de cargas plantares sobre a região do médio-pé especificamente sobre o lado lesado e diminuição pressórica no lado normal. Esses resultados permitem inferir que a sobrepressão nesta região específica foi determinante nas lesões de joelhos encontradas neste estudo.

É possível estabelecer deste estudo, que a morfologia do pé tipo cavo, associada a um IMC acima do normal em jogadores de futebol não profissionais, é fator predominante para um histórico de ligamentoplastia e/ou outras cirurgias de lesão de joelho não traumáticas.

Sugere-se a continuidade deste trabalho com uma população maior para correlação específica do tipo de lesão em função da altura do arco longitudinal medial.

REFERÊNCIAS

ANDREWS, J.; HARRELSON, G.; WILK, K. **Reabilitação Física das Lesões Esportivas**. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

BARROCO, R.; LEMOS, M.; NERY, C. A. S. Pé plano adquirido do adulto por disfunção do tendão do tibial posterior: avaliação clínica, imagenológica e morfométrica. **Revista Brasileira de Ortopedia**. Julho - 1998. Disponível em <http://rbo.org.br/materia.asp?mt=451&ididioma=1> Acesso em 27 out.2006.

BESSOU, M. L^ê Pied, organe de l'équilibration. In: VILLENEUVE, Ph. Coord. **Pied, equilibre & posture**. Paris: Éditions Frison – Roche, 1996.p. 21 – 32.

BIANCHINI, L. P.; MATTOS, H. M. Análise da superfície plantar avaliado em baropodometria em indivíduos com a base de sustentação livre e pré-estabelecida. **Rev. Terapia Manual Fisioterapia Manipulativa**, v.3, n.11, p. 356-360, 2005.

BIENFAIT, M. **Fisiologia da Terapia Manual**. São Paulo-SP: Summus, 1989.

BIENFAIT, M. **Os desequilíbrios estáticos**. São Paulo: Summus Editorial, 1995.

BORDELON, R.L. Correction of hypermobile flatfoot in children by molded insert. **FOOT ANKLE**, v.1, p. 143-150, 1980.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Políticas de Saúde. Departamento de Atenção Básica. **Manual de adaptações de palmilhas e calçados / Ministério da Saúde**, Secretaria de Políticas de Saúde, Departamento de Atenção Básica - Brasília: Ministério da Saúde, 2002. 66 p.:il. - (Série J. Cadernos de Reabilitação em Hanseníase; n. 1) ISBN 85-334-0561-8

BRICOT, B. **Posturologia**. 2^a ed. São Paulo: Ícone, 2001.

BRICOT, B. **Posturologia**. 3. ed. São Paulo: Ícone, 2004.

BULLA, H. A.; PILLA, V.; ALBUQUERQUE, C.E. Avaliação do Arco Plantar por meio da Baropodometria em Jogadores de Futebol com pós operatório de lesões nos joelhos. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 22., 2010, Tiradentes, MG. **Anais...** Tiradentes: 2010.

CAILLIET, R. **Dor no pé e no tornozelo**. 3^a Ed. Porto Alegre: Artmed, 2005. 292p

CALAIS-GERMAIN, B.; LAMOTTE, A. **Anatomia para o movimento** Volume 2 Bases de exercícios. São Paulo: Manole, 1991.

CARGNIN A. P. M.; MAZZITELLI C. Proposta de tratamento fisioterapêutico para crianças portadoras de paralisia cerebral espástica, com ênfase nas alterações musculoesqueléticas. **Revista Neurociências**. São Paulo – SP, v.11, n. 01 , 2003.

CAVANAGH, P. R.; RODGERS, M. M. The arch index: a useful measure from footprints. **Journal of Biomechanics**, v.20, n.5, p. 547-551, 1987.

CECI, L. A.; SALGADO, A. S. I.; PRZYSIEZNY, W. L. Modificação das aferências sensitivas podais e sua influência na amplitude de movimento da flexão de tronco. **Revista Fisio Magazine**. Londrina – Pr, v. 1, n. 03, 2004.

CÉSAR, P. C. **Associação entre a altura do arco longitudinal do pé e a lesão por não-contato do ligamento cruzado anterior do joelho**. Dissertação (Mestrado apresentado ao programa de pós graduação em Medicina: Cirurgia) - Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, 2007.

CHAMLIAN, T. R. **Medicina física e reabilitação**. São Paulo: Universidade de São Paulo, 1999.

COMELLI, F. C.; MIRANDA, R. D. **Estudo comparativo da influência entre a palmilha ortopédica e proprioceptiva na postura corporal**. Trabalho de Conclusão de Curso, Centro Ciências da Saúde, Universidade Regional de Blumenau. 2007.

CORREA, L.A.; PEREIRA, S.J.; SILVA, G.M.A. Avaliação dos desvios posturais em escolares: estudo preliminar. **Revista Fisioterapia Brasil** v. 6 n. 03, 2005.

COWAN, D.N; JONES, B.H; ROBINSON, J.R: Foot morphologic characteristics and risk of exercise-related injury. **Arch Fam Med** v2 p.773-777, 1993.

DAHLE, L. K.; MUELLER, M.; DELLITO, A. Visual Assessment of foot type and relationship of foot type and lower extremity injury. **J Orthop Sports Physiotherapy** n.14 p.70-74,1991.

DÂNGELO, J. G; FATTINI, C. A. **Anatomia humana sistêmica e segmentar**. 2 ed. São Paulo: Atheneu, 2002.

DUARTE, M. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática**, 2000. Tese (Mestrado em Educação Física)- Escola de Educação Física e Esporte, USP, São Paulo, 2000. p. 86.

EKMAN, L.L. **Neurociências Fundamentos para a Reabilitação**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

FISCHER, Bruno. **Joelho**: Lesões, principais formas de tratamento e prevenção. Disponível em:
http://educacaofisica.org/joomla/index.php?Itemid=2&id=166&option=com_content&task=view> Acesso em: 17 dez.2008

FREITAS, S. M., PRADO, J. M., & DUARTE, M. The use of a safety harness does not affect body sway during quiet standing. **Clin Biomech** (Bristol, Avon), v.20, n.3, p. 336-339. 2005.

- FRONTERA, W.; DAWSON, D. M.; SLOVICK, D. M. **Exercício físico e reabilitação**. Porto Alegre: ArtMed, 2001.
- GAGEY, P. M.; WEBER, B. **Posturologia**: regulação e distúrbios da posição ortostática. 2. ed. São Paulo: Manole, 2000.
- GANANÇA, M. M.; CAOVILO, H. H. **Desequilíbrio e reequilíbrio**. In: GANANÇA, M. M. Vertigem tem cura? O que aprendemos nestes últimos 30 anos. São Paulo: Lemos, 1998. p. 13-21.
- GARDNER, E.; GRAY D. J; O'RAHILLY R. **Anatomia**: Estudo Regional do Corpo Humano. 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988.
- GILADI, M.; MILGRAM, C.; SIMKIN, A. et al. **Strees fractures and tibial bone width. A risk factor**. J Bone Joint Surg (Br) n.69 p.326-329,1987.
- HORAK, F. B. Clinical assessment of balance disorders. **Gait & Posture**, v.6, p.76-84, 1997.
- HORAK, F. B.; SHUPERT, C. L. Função do Sistema Vestibular no Controle Postural. In: HERDMAN, S.J. **Reabilitação Vestibular**, 2. ed. São Paulo: Manole, 2002. p. 25-46.
- HORAK, F.B.; SHUPERT, C. The role of the vestibular system in postural control. In: HERDMAN, S. **Vestibular rehabilitation**. New York: FA Davis, 1994, p.22 – 46.
- IRVINE, L.B.; GLASGOW, M.M. The natural history of the meniscus in anterior cruciate insufficiency. **J Bone Joint Surg** n.74 p.403-405, 1992.
- KAPANDJI, A.I. **Fisiologia Articular: Tronco e Coluna Vertebral**. 5ed. São Paulo: Panamericana, 2000.
- KAUFMAN, K.R.; BRODINE, S.K.; SHAFFER, R.A. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. **Am J Sports Med.**, n.27, p.585-593, 1999.
- KHAMIS, S.; YIZHAR, Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. **Science Direct. Gait & Posture**, n.25 p.127–134, 2007.
- KIM, H.N. **Development of dynamic pressure distribution mesuring system – the standard for diagnosis and the treatment**. Disponível em: <http://biomecha.yonsei.ac.kr/~biomecha/MJ/r5.htm>. Acesso em: 02 nov. 2008.
- KONIN, J.G. **Cinesiologia prática para fisioterapeutas**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan,2006. p. 174 – 177.
- LEE, D. **A cintura pélvica**: uma abordagem para o exame e tratamento da região lombar, pélvica e do quadril. 2 ed. São Paulo: Manole, 2001.

LIBOTTE, M. **Pdoscope Electronique. Encyclopédie Médico-Chirurgicale: kinésithérapie rééducation fonctionnelle.** Paris: Editions Scientifiques et médicales elsevier ,2001.

LÓPEZ, J.C.D. Relación entre osteopatía y podología. **Peu**, v.21, n.4,p. 182-184, 2003.

MARQUES, A. P. **Cadeias Musculares: Um Programa para Ensinar Avaliação Fisioterapêutica Global.** São Paulo: Manole, 2000.

MARTIN, P. E.; SANDERSON, D. J., Biomechanics of walking and running. In: GARRET, W. E.; KIRKENDAL, D. (Ed.) **Exercise and sport science.** Philadelphia: Lippincot Williams & Wilkins, 2000. p. 639-659.

MATTOS, H. M.; PRYZSIEZNY, W. L. Análise baropodométrica da influência podal na postura. **Rev. Terapia Manual Fisioterapia Manipulativa**, v. 3, n. 01, p. 240-246, 2004.

MENZ, H.B.; MORRIS, M.E.; LORD, S.R. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci.** n. 60 v.12 p.1546-1552, 2005.

MILANI, T. L.; KIMMESKAMP, S. The sensitive foot. In: SIMPÓSIO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA DO CALÇADO, 1, Gramado/RS. **Anais ...** Santa Maria: Sociedade Brasileira de Biomecânica,/ Florianópolis: EDESC/CEFID, 2001. p. 14 – 15.

MIRANDA, E. **Bases de Anatomia e Cinesiologia** 3.ed.; Rio de Janeiro: Sprint, 2001.

MIYASHIRO, C.; TANAKA C., Influência das alterações posturais do pé no equilíbrio corporal. **Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo**, São Paulo, v.9, n.1, p.13-19, 2002.

MIZRAHI, J.; VERBITSKY, O.; ISAKOV, E. Fatigueinduced changes in decline running. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.16, n.3, p.207-212, 2001.
[http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00091-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00091-7)

MURPHY, D.F.; CONNOLLY, D.A.J.; BEYNNON, B.D. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. **Br J Sports Med.** n. 37, v.1, p.13-29, 2003.

NABÈRES, A. **Bilan clinique informatisé.** Paris, Encyclopédie médico-chirurgicale: kinésithérapie rééducation fonctionnelle, 1994. n.54, p.1-2.

NETTER, F.H. **Atlas de anatomia humana.** 3. Ed. Porto Alegre: Artmed, 2003. 542 p.

NOYES, F.R.; GROOD, E.S.; SUNTAY, W.J. Three-dimensional Motion analysis of clinical stress tests for anterior knee subluxations. **Acta Orthop Scan** n.60, v.3, p.308-318, 1989.

NUMMELA, A.; RUSKO, H.; MERO, A. EMG Activities and Ground Reaction Forces During Fatigued and Nonfatigued Sprinting. **Med Sci Sports Exerc** n.26, v.5, p. 605-609, 1994.

OLIVEIRA, G. S. et al. Interpretação da variáveis quantitativas da baropodometria computadorizada em indivíduos normais. **Revista Hospital das Clínicas –Faculdade de . Medicina. São Paulo**, v. 53, p. 16-20,1998.

PALASTANGA, N.; FIELD D.; SOAMES R.. **Anatomia e movimento humano: estrutura e função** 3.ed.; São Paulo: Manole, 2000.

PRIBUT, Stephen M, DPM- A Quick Look at Running Injuries-**Podiatry Management Magazine**, v.21, n.1, p. 57-68, 2004.

PRYCE, M. L MD- Orthoses: Forefoot focus offers alternative for pronation control. **Biomechanics Mag**, v.2, n.5, p.62-66, 1998.

PRZYSIEZNY, W.L.; FORMONTE, M.; PRZYSIEZNY, E. Estudo do comportamento da distribuição plantar através da baropodometria em indivíduos sem queixas físicas. **Revista Terapia Manual**, Londrina-PR, v.2, n.1, p.28-32, 2003.

PRZYSIEZNY, W.L. **Manual de Podoposturologia**. Londrina: Escola de Terapia, 2006.

RABISCHONG, P. Role statokinésimétrique de la peau. In: VILLENEUVE, Ph, Coord. **Pied, équilibre & posture**. Paris: Éditions Frison-Roche, p. 15-20, 1996.

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

RIBEIRO, C. Z. P; *et al.* Relação entre alterações posturais e lesões do aparelho locomotor em atletas de futebol de salão. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**.v.9, n. 2 , 2003.

RODRIGUES, E.C., et al. Efeitos da estratégia de simulação mental sobre o controle postural. **Revista Brasileira de Psiquiatria**. v.25, p.33-35, 2003.

ROTHWELL, J. **Control of Human voluntary movement**. 2.ed. London, UK: Chapman & Hall, 1994.

SAMMARCO, G. J.; HOCKENBURY, R. T. **Biomecânica básica do sistema músculoesquelético**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan , 2003.

SANTANA, L. A. **Medidas da estabilidade postural: estudo das diferenças entre crianças obesas e não obesas**, 1999. Dissertação (Mestrado Educação Física)- Universidade de Brasília UNB, Brasília, 1999.

SCHACHE, A. G et al. Are anthropometric and kinematic parameters of the lumbo-pelvic-hip complex related to running injuries? **Research in Sports Medicine: an International Journal**, Philadelphia, v.13, n.1, p.127–147, 2005. <http://dx.doi.org/10.1080/15438620590956133>

SILVA, Rogério de Paula. Estudo das alterações posturais em indivíduos portadores de Síndrome da Dor Patelofemoral. **Reabilitar** v.11, n.1 p. 6-19, 2002.

SMITH, L.; WEISS, E.; LEHMKUHL, D. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. 5 ed. São Paulo: Editora Manole, 1997.

SOBOTTA, Johannes. **Atlas de anatomia humana: Sobotta volume 1: cabeça, pescoço e extremidade superior**. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 2000.

SOUCHARD, P.E. **Reeducação postural global: método do campo fechado**. São Paulo SP: Ícone, 1986

STAHOLI, L. T.; CHEW, D. E.; CORBETT, M. The longitudinal arch. **The Journal of Bone and Joint. Surgery**. v.3, n.1, p.426-428, 1987.

STEWART, S. F. Human Gait and the Human Foot. An Ethnological Study of Flatfoot. Part II. **Clin. Orthop.**, p.124-132, 1970.

TEASDALE N, SIMONEAU M. Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration. **Gait Posture**. n.14, v.3, p. 203-210, 2001.

TORRES, S.F. **Perfil epidemiológico das lesões no esporte**. 2004. Dissertação (Mestrado em Ergonomia) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2004.

UPTON, D.; BIRCHENOUGH, A. Comparison of footprint parameters calculated from static and dynamic footprints. **Foot**, v.9, p.145-149, 1999.

URQUIZA, M. A., **Desenvolvimento de uma plataforma de força multiaxial para instrumentação médica**, 2005. 53f. Dissertação (Mestrado em Ciências). Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, 2005.

VEGA, A. Semiologia de La pierna, tobillo y pie. **Cirurgia ortopédica y traumatologia**, v.5, p.18-21, 2003.

VILADOT, A. P. **Dez lições de patologia do pé**. São Paulo: Livraria Roca LTDA.,1986.

VILADOT, A. P. **Quinze lições de patologia do pé**. São Paulo: Livraria Revinter LTDA. 2003.

VOLPON, J. B. **Semiologia ortopédica. Medicina.** Ribeirão Preto, jan./mar. 1996. Disponível em:
http://www.fmrp.usp.br/revista/1996/vol29n1/semiologia_ortopedica.pdf#search=%22%22p%C3%A9%20cavo%22.pdf%22Acesso em 09 de Janeiro de 2006.

WILLIAMS, D.C.; MACLAY, I.S.; HAMIL, J. Arch structure and injury patterns in Runners. **Clin Biomech.**, v. 16, p. 341-347,1998.

WOLF-HEIDEGGER, G. **Atlas de anatomia humana.** 4ed.Guanabara Koogan: Rio de Janeiro, 1981.p. 130-48, 186-210.

Wooden, M.J. Biomechanical evaluation for functional orthotics. In: DONATELLI, R. A. **The biomechanics of the foot and ankle.** 2 ed. Philadelphia: Davis Company, p. 169-188, 1996.

Apêndice A

GRUPO CONTROLE (GC)

Massa (Kg)	TIPO	IMC (Kg/m ²)	Idade (anos)	ANTE-pé (E) (KPa)	ANTE-Pé (D) (KPa)	MÉDIO-Pé (E) (KPa)	MÉDIO-Pé (D) (KPa)	RETRO-Pé (E) (KPa)	RETRO-Pé (D) (KPa)
83	NL	23.74	38	2.87	1.40	0.20	0.90	2.85	2.03
70	NL	24.22	47	2.27	1.53	0.51	0.55	2.10	0.91
78	NL	23.81	43	1.68	1.12	0.80	0.80	0.40	0.63
87	NL	24.88	55	2.12	2.45	0.16	0.14	3.13	2.70
80	NL	23.63	14	0.48	0.53	0.90	0.07	0.29	0.34
75	NL	23.67	27	2.62	1.57	0.11	0.12	1.65	0.90
75	NL	22.89	16	4.15	1.49	0.14	0.18	0.50	0.31
70	NL	23.39	32	2.27	1.45	0.90	0.90	1.34	1.66
77	NL	24.86	40	1.24	1.00	0.70	0.60	0.35	0.62
75	NL	23.41	28	3.17	1.20	0.25	0.90	2.09	1.73
65	NL	22.23	34	2.32	0.78	0.55	0.28	1.69	1.13
68	NL	24.38	40	4.10	2.10	0.12	0.25	1.20	1.42
71	NL	24.00	16	1.74	0.99	0.03	0.15	0.89	0.67
75	NL	23.67	31	2.01	1.88	0.21	0.33	1.23	1.25
81	NL	24.45	36	0.90	0.74	0.23	0.21	1.28	0.97
67	NL	24.61	63	2.09	2.10	0.34	0.25	1.61	1.63
74	NL	23.10	27	1.68	1.12	0.80	0.80	0.40	0.63
65	NL	21.22	27	3.71	2.05	0.82	0.35	1.17	0.69
63	NL	21.55	42	2.76	1.38	0.07	0.11	1.06	1.46
59	NL	21.67	54	1.00	1.29	0.38	0.57	1.31	1.41
77	NL	23.50	52	2.81	1.47	0.29	0.21	2.04	2.39
70	NL	23.12	30	4.31	2.50	0.22	0.20	2.14	1.85
76	NL	22.21	21	2.73	1.62	0.27	0.19	1.98	1.08
75	NL	24.21	42	1.65	1.21	0.72	0.71	1.05	0.92
85	NL	28.73	57	1.61	1.23	0.73	0.71	1.92	1.49
72	NL	26.45	28	3.85	2.63	0.48	0.42	1.97	1.10
98	NL	29.26	50	3.70	2.46	0.25	0.12	1.75	1.25
81	NL	25.00	16	2.46	0.95	0.27	0.36	1.97	2.42
81	NL	27.06	35	2.90	1.57	0.40	0.36	1.91	1.63
85	NL	27.13	49	4.40	2.44	0.28	0.06	0.67	1.23
77	NL	27.28	42	1.88	1.45	0.24	0.42	1.81	2.04
80	NL	27.04	46	3.65	2.01	0.11	0.15	2.63	1.50
100	NL	27.70	34	1.91	1.31	0.85	0.47	2.15	1.70
100	NL	26.57	46	3.30	2.48	0.26	0.36	2.21	1.80
90	NL	29.39	61	2.80	2.00	0.26	0.38	1.88	1.15
87	NL	28.74	24	3.63	2.62	0.42	0.35	1.88	1.15
74	NL	25.61	39	2.07	1.61	0.39	0.28	0.54	1.31
88	NL	28.41	44	4.71	2.08	0.55	0.42	1.79	2.08
77	NL	29.34	32	3.13	1.39	0.16	0.27	2.17	1.57
78	NL	25.76	27	1.92	1.52	0.52	0.66	1.76	1.70
76	NL	25.69	32	3.26	1.32	0.61	0.41	1.39	1.12
92	NL	27.77	27	3.08	2.28	0.59	0.40	1.28	2.61
85	NL	26.23	21	2.14	1.31	0.55	0.53	1.75	1.50
75	NL	25.06	26	0.48	0.53	0.90	0.07	0.29	0.34
90	NL	29.39	25	3.55	2.24	0.26	0.36	2.43	1.24

Massa (Kg)	TIPO	IMC (Kg/m ²)	Idade (anos)	ANTE-pé (E) (KPa)	ANTE-Pé (D) (KPa)	MÉDIO-Pé (E) (KPa)	MÉDIO-Pé (D) (KPa)	RETRO-Pé (E) (KPa)	RETRO-Pé (D) (KPa)
90	NL	26.30	25	3.56	2.04	0.19	0.26	2.52	2.20
85	NL	28.73	48	1.54	1.59	0.92	0.91	1.40	0.97
87	NL	25.70	52	2.42	1.76	0.23	0.12	1.14	1.11
76	NL	27.92	41	3.00	1.33	0.34	0.09	2.46	0.78
82	NL	29.40	51	2.76	1.98	0.45	0.26	1.85	1.91
85	NL	28.40	22	2.27	1.32	0.37	0.32	2.51	1.53
83	NL	29.41	47	2.54	1.93	0.39	0.16	2.11	1.34
83	NL	27.73	53	2.74	1.44	0.03	0.06	1.51	1.54
90	NL	26.30	15	2.88	2.52	0.08	0.19	1.68	0.99
73	NL	25.26	52	3.31	1.06	0.62	0.76	1.20	0.67
90	NL	29.39	49	1.65	1.21	0.41	0.31	2.86	2.33
88	NL	28.73	50	3.51	1.93	0.17	0.46	2.57	1.35
88	NL	29.75	42	1.73	1.54	0.37	0.34	3.42	3.49
80	NL	27.04	50	3.92	2.39	0.43	0.13	1.34	1.63
77	NL	27.28	50	3.59	2.56	0.43	0.32	2.32	1.48
78	NL	26.99	57	2.09	1.60	0.32	0.58	1.85	1.57
76	NL	25.39	45	1.38	0.81	0.08	0.02	1.85	2.41
78	NL	26.99	43	3.88	1.47	0.29	0.18	1.88	1.69
96	NL	28.98	44	2.48	1.10	0.21	0.48	2.32	2.04
91	NL	28.72	49	1.72	1.15	0.59	0.44	2.00	1.66
84	NL	29.07	45	0.57	0.37	0.24	0.12	0.37	0.29
74	NL	26.22	34	1.94	1.55	0.42	0.43	2.15	0.70
98	NL	27.15	43	0.98	0.73	0.25	0.32	2.33	1.88
83	NL	27.73	35	2.95	1.70	1.10	0.38	1.70	1.60
92	NL	28.08	36	1.69	1.01	0.22	0.17	3.02	1.85
97	NL	29.94	50	2.33	1.31	0.10	0.05	1.26	1.61
87	NL	26.56	51	0.79	1.14	0.52	0.46	3.28	1.03
102	NL	28.55	29	1.50	1.40	0.06	0.13	2.36	1.60
101	NL	29.83	25	2.26	1.44	0.50	0.65	3.16	0.86
105	NL	29.39	44	4.15	3.95	0.60	0.76	2.26	1.27
79	NL	27.66	45	0.50	0.71	0.13	0.15	0.58	0.76
81	NL	28.70	50	2.09	1.06	0.08	0.10	1.76	1.54
90	NL	26.30	56	2.59	1.45	0.43	0.41	1.63	2.12
95	NL	28.68	57	2.03	0.95	0.25	0.00	2.95	1.79
80	NL	27.68	43	2.80	2.31	0.83	0.63	2.42	1.57
76	C GII	23.46	32	2.62	1.19	0.00	0.00	0.69	0.73
76	C GII	23.72	25	2.44	1.48	0.00	0.00	1.30	1.10
88	C GII	24.38	37	2.60	2.49	0.00	0.00	3.63	1.92
85	C GII	24.05	31	2.92	2.27	0.00	0.00	2.06	2.01
79	C GII	27.66	48	2.05	1.07	0.00	0.00	1.52	1.47
76	C GII	25.69	49	1.26	0.96	0.00	0.00	1.05	0.85
69	C GI	23.32	26	2.21	1.20	0.00	0.00	0.81	0.39
75	C GI	24.49	17	2.51	1.12	0.20	0.25	1.37	1.63
100	C GI	29.54	26	2.27	1.69	0.18	0.20	3.04	2.10
90	C GI	25.74	33	2.64	1.76	0.16	0.21	3.13	1.90
82	MISTO	23.70	41	2.76	2.47	0.00	0.10	1.86	1.64
64	MISTO	24.09	23	1.23	1.28	0.17	0.20	2.15	2.09
53	MISTO	21.23	44	1.88	1.45	0.03	0.01	1.34	1.71
72	MISTO	26.45	70	3.85	2.30	0.00	0.00	2.51	1.85
73	MISTO	25.26	38	2.33	1.86	0.49	0.45	4.91	2.39
93	MISTO	27.17	22	2.55	1.61	0.09	0.03	2.01	1.51
85	MISTO	28.40	53	2.92	2.25	0.20	0.06	1.29	0.86
86	MISTO	27.45	47	1.27	0.81	0.12	0.11	1.71	1.64

GRUPO LESÃO (GL)

Massa (Kg)	TIPO	IMC (Kg/m ²)	Idade (anos)	PA-N (KPa)	PA-LESADO (KPa)	PM-N (KPa)	PM-LESADO (KPa)	PR-N (KPa)	PR-LESADO (KPa)
71	NL	20.97	45	2.29	3.84	0.30	0.78	0.66	0.60
76	NL	22.21	22	1.61	2.75	0.20	0.26	1.10	1.99
67	NL	24.61	63	2.09	2.13	0.25	0.23	1.63	1.55
72	NL	24.91	36	2.73	3.15	0.40	0.49	1.12	2.02
90	NL	25.66	52	1.05	0.58	0.58	1.40	0.49	2.45
85	NL	26.23	21	2.20	1.30	0.60	0.60	1.12	2.10
76	NL	26.26	43	2.19	3.23	0.56	0.49	1.41	2.15
85	NL	26.51	35	1.74	0.93	0.45	2.46	0.54	2.36
95	NL	26.83	33	2.26	3.39	0.35	0.32	2.02	3.28
94	NL	27.58	58	0.99	2.10	0.42	0.60	1.92	1.69
83	NL	28.37	56	1.50	2.34	0.35	0.49	1.20	1.67
86	NL	28.68	33	1.85	2.80	0.45	0.40	1.34	2.18
82	NL	28.69	81	1.61	2.98	0.15	0.02	1.33	1.89
105	NL	28.73	32	3.10	3.10	0.50	1.70	0.50	1.60
85	NL	28.73	42	1.49	1.86	0.18	0.15	0.97	1.34
84	NL	29.32	52	2.54	3.43	0.70	0.37	1.03	1.69
95	NL	29.39	45	3.10	3.10	0.50	0.50	1.80	1.60
90	NL	29.39	44	3.90	4.15	0.74	0.59	1.27	2.22
85	C G2	25.14	42	1.48	0.88	0.00	0.75	0.00	0.83
84	C G2	25.31	59	2.00	2.40	0.00	0.00	1.60	1.60
82	C G2	25.47	36	3.50	1.75	0.00	1.80	0.00	1.07
74	C G2	25.51	48	1.67	1.03	0.00	1.04	0.00	0.85
91	C G2	25.51	44	4.00	2.50	0.00	1.00	0.00	2.00
82	C G2	26.01	51	2.95	5.28	0.00	0.00	0.72	1.60
87	C G2	26.12	50	2.40	2.80	0.00	0.00	1.70	0.70
77	C G2	26.22	46	2.00	1.00	0.00	0.30	0.00	0.50
105	C G2	26.23	31	2.80	2.80	0.00	1.80	0.00	3.30
98	C G2	26.59	58	1.70	2.00	0.00	0.00	0.60	0.40
88	C G2	26.67	62	1.75	0.89	0.00	0.20	0.00	0.42
70	C G2	26.67	62	1.75	0.89	0.00	0.20	0.00	0.42
78	C G2	26.78	44	1.50	1.67	0.00	2.46	0.00	1.66
87	C G2	26.85	56	5.43	3.18	0.00	0.31	0.00	1.24
82	C G2	26.85	44	0.72	0.65	0.00	0.37	0.00	0.47
105	C G2	26.88	31	5.33	2.77	0.00	1.60	0.00	1.88
72	C G2	27.08	23	1.90	1.50	0.00	1.80	0.00	1.50
80	C G2	27.17	43	3.23	2.19	0.00	1.41	0.00	2.15
80	C G2	27.41	61	5.47	2.13	0.00	1.50	0.00	1.10
100	C G2	27.41	61	5.47	2.13	0.00	1.50	0.00	1.20
83	C G2	27.46	49	3.79	1.75	0.00	0.00	2.18	0.44
97	C G2	28.02	26	1.64	1.12	0.00	0.33	0.00	0.37
92	C G2	28.41	52	1.55	1.30	0.00	0.51	0.00	0.28
90	C G2	28.48	35	2.14	4.02	0.00	0.00	1.12	1.72
90	C G2	29.03	48	4.09	2.67	0.00	2.00	0.00	2.57
90	C G2	29.07	55	0.70	0.70	0.00	0.30	0.00	0.30
70	C G2	29.71	39	4.37	3.49	0.00	1.21	0.00	2.84
83	C G2	32.27	44	1.20	2.20	0.00	0.00	0.60	1.40

Massa (Kg)	TIPO	IMC (Kg/m ²)	Idade (anos)	PA-N (KPa)	PA-LESADO (KPa)	PM-N (KPa)	PM-LESADO (KPa)	PR-N (KPa)	PR-LESADO (KPa)
88	C G2	24.64	47	1.80	1.60	0.00	0.00	2.40	1.20
85	C G2	21.89	57	1.40	2.28	0.00	0.00	0.75	0.75
81	C G2	23.06	31	1.10	1.00	0.00	0.00	0.70	0.50
64	C G2	20.11	50	0.92	0.74	0.00	0.00	0.23	0.21
63	C G2	24.40	30	2.10	3.68	0.00	0.00	2.25	2.42
75	C G2	24.05	33	1.68	2.02	0.00	0.00	1.55	2.46
89	C G2	23.60	40	4.00	2.00	0.00	0.00	2.00	1.50
85	C G2	24.34	47	2.30	2.00	0.00	0.00	1.90	1.60
70	C G2	21.26	20	0.89	1.00	0.00	0.00	0.52	0.66
76	C G2	22.84	26	1.75	3.79	0.00	0.00	1.56	1.15
69	C G2	24.45	34	3.63	1.67	0.00	0.00	1.49	1.00
72	C G2	23.94	36	0.69	0.98	0.00	0.00	1.26	0.50
60	C G2	24.22	27	1.50	0.50	0.00	0.00	1.50	0.40
70	C G2	23.72	20	3.40	3.00	0.00	0.00	2.80	1.40
81	C G2	23.12	50	2.09	1.50	0.00	0.00	1.22	0.96
76	C G2	24.72	51	1.35	0.64	0.00	0.00	1.75	3.15
76	C G2	22.45	31	3.02	1.70	0.00	0.00	1.28	0.89
76	C G2	22.69	16	2.75	2.13	0.00	0.00	4.22	2.01
74	C G2	24.54	26	3.14	2.22	0.00	0.00	0.51	1.65
72	C G2	23.36	25	1.84	1.47	0.00	0.00	0.94	0.64
84	C G2	24.06	29	1.48	1.24	0.00	0.00	0.29	0.23
73	C G2	23.77	31	1.05	0.77	0.00	0.00	0.25	0.42
70	C G2	19.80	20	3.05	1.49	0.00	0.00	0.79	1.43
66	C G2	23.94	47	1.58	0.88	0.00	0.00	0.80	0.79
61	C G1	25.26	43	2.00	2.19	0.00	0.00	1.50	0.60
77	C G1	25.28	32	1.61	2.05	0.30	1.26	0.30	1.32
70	C G1	25.74	38	1.30	2.90	0.10	0.20	2.20	2.90
65	C G1	25.88	53	1.33	0.68	0.04	0.83	0.02	0.36
90	C G1	26.01	51	2.50	4.97	0.04	0.01	1.93	1.46
71	C G1	26.49	33	1.50	4.00	0.20	0.30	1.70	1.60
68	C G1	26.51	45	3.00	5.00	0.00	1.50	0.00	1.60
59	C G1	26.58	54	3.50	2.00	0.20	1.60	0.30	1.60
85	C G1	27.04	43	1.25	2.32	0.20	0.22	1.02	1.48
68	C G1	27.04	33	3.23	3.69	0.02	0.11	1.87	1.81
82	C G1	27.12	41	2.80	2.23	0.12	1.50	0.14	2.21
73	C G1	27.14	54	2.60	3.80	0.30	0.30	2.00	1.00
84	C G1	27.43	21	1.00	0.90	0.20	0.20	2.30	2.70
73	C G1	27.47	25	2.71	2.00	0.09	1.38	0.15	1.70
90	C G1	27.76	44	3.51	1.80	0.40	0.70	1.30	1.60
83	C G1	27.76	46	1.27	1.02	0.09	1.93	0.05	2.70
84	C G1	27.77	45	2.54	2.43	0.14	0.80	0.19	2.16
93	C G1	28.09	62	0.70	0.64	0.70	0.51	0.40	0.56
88	C G1	28.09	46	2.48	1.30	0.15	1.80	0.22	1.42
80	C G1	28.34	15	2.00	0.95	0.31	0.68	0.10	0.78
86	C G1	28.40	53	2.23	2.92	0.03	0.08	0.77	1.27
85	C G1	28.73	36	1.70	1.70	0.05	0.05	1.20	1.20
80	C G1	29.05	53	3.88	2.27	0.25	0.75	0.75	0.75
84	C G1	29.35	45	3.70	3.20	0.20	0.10	1.70	1.00
94	C G1	29.40	49	1.20	2.70	0.10	0.10	1.70	1.50

Massa (Kg)	TIPO	IMC (Kg/m ²)	Idade (anos)	PA-N (KPa)	PA-LESADO (KPa)	PM-N (KPa)	PM-LESADO (KPa)	PR-N (KPa)	PR-LESADO (KPa)
88	C G1	23.83	45	1.16	2.94	0.15	0.10	1.80	0.78
82	C G1	23.77	23	2.30	3.30	0.00	0.00	2.00	1.70
86	C G1	22.60	37	4.00	1.30	0.30	0.40	1.60	1.60
91	C G1	22.66	42	2.42	1.50	0.07	0.02	1.82	2.39
90	C G1	21.71	40	1.40	0.45	0.24	0.12	0.67	0.44
90	C G1	23.05	59	1.72	2.16	0.00	0.00	1.77	1.10
90	C G1	20.52	37	1.15	4.01	0.25	0.25	0.77	1.16
80	C G1	23.67	25	2.82	4.34	0.02	0.07	1.12	1.23
85	MISTO	25.06	45	1.73	1.76	0.03	1.05	0.03	0.64
92	MISTO	25.88	31	4.04	2.17	0.33	1.29	0.15	1.79
82	MISTO	25.95	23	3.26	1.41	0.37	1.03	0.19	1.68
78	MISTO	26.23	18	1.72	2.59	0.00	0.14	0.30	1.42
78	MISTO	26.57	49	2.65	1.23	0.33	1.54	0.27	3.19
80	MISTO	26.64	38	2.60	1.63	0.71	1.77	0.09	3.33
95	MISTO	26.64	47	2.05	2.30	0.00	1.31	0.20	1.30
98	MISTO	26.78	39	3.01	2.31	0.04	1.80	0.21	1.82
83	MISTO	27.98	37	3.98	1.75	0.10	1.89	0.21	2.35
88	MISTO	28.09	46	3.50	2.30	0.31	1.50	0.02	2.05
85	MISTO	28.26	43	1.29	2.44	0.20	0.43	1.22	1.70
75	MISTO	28.37	33	2.03	1.02	0.66	1.15	0.50	2.98
76	MISTO	28.40	43	2.84	2.16	0.50	1.72	0.60	1.26
90	MISTO	29.00	52	2.79	2.41	0.26	2.39	0.20	2.13
75	MISTO	29.07	20	2.09	1.26	0.25	3.03	0.30	4.15
82	MISTO	29.41	48	2.54	1.94	0.40	1.36	0.10	2.10
82	MISTO	29.59	27	3.00	2.30	0.60	0.20	1.30	2.60
95	MISTO	29.98	44	2.40	1.40	0.40	0.20	1.80	1.00
101	MISTO	22.79	23	2.07	1.53	1.48	0.04	1.50	2.25
77	MISTO	24.62	32	3.00	2.10	0.25	0.01	1.40	1.42
77	MISTO	24.69	27	3.20	2.06	0.47	0.00	2.23	0.28
88	PLANO	26.22	49	0.38	0.32	0.30	0.55	0.50	0.50
82	PLANO	27.72	49	1.40	2.40	0.70	2.80	1.00	2.20
84	PLANO	28.03	50	3.04	0.96	0.56	0.91	0.47	1.42
81	PLANO	29.75	48	1.50	2.40	1.00	1.00	2.00	2.00

Apêndice B

Nome:

Idade:

Gênero: () Masc. () Fem.

Altura:

Peso:

IMC:

Número do Calçado:

Data de Cirurgia do Joelho:

Breve histórico do mecanismo de lesão:

Lesão de Joelho foi via trauma (pancada) no joelho? () SIM () NÃO

Membro Dominante: () Direito () Esquerdo

Histórico recente de lesões músculo-esqueléticas, cardiorespiratórias e/ou neurológicas?

() SIM () NÃO

Anexo A



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

UNIVERSIDADE DO VALE DO PARAÍBA

UNIVAP

CERTIFICADO

Certificamos que o Protocolo n.º **H089CEP/2009**, sobre “*Avaliação do arco plantar por meio da baropodometria em jogadores de futebol com pós operatório de lesões nos joelhos*”, sob a responsabilidade de **Henrique Augusto Bulla**, está de acordo com os Princípios Éticos segundo as Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisa Envolvendo Seres Humanos, conforme Resolução n.º 196/96 do Conselho Nacional de Saúde sendo considerado **aprovado** por esta Comissão de Ética em Pesquisa.

Informamos que o pesquisador responsável por este Protocolo de Pesquisa deverá apresentar a este Comitê de Ética um relatório das atividades desenvolvidas no período de 12 meses a contar da data de sua aprovação.

São José dos Campos, 19 de junho de 2009

PROFA. DRA. CRISTINA PACHECO SOARES

Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa

Universidade do Vale do Paraíba – Univap

ANEXO B

UNIVERSIDADE DO VALE DO PARAÍBA – UNIVAP INSTITUTO DE PESQUISA E DESENVOLVIMENTO – IP&D

Pesquisadora: **Henrique Augusto Bulla**

Orientadores: Prof^o. Dr. Alderico R. P. Júnior
Prof^a. Dra. Viviane Pilla

“AVALIAÇÃO DO ARCO PLANTAR POR MEIO DA BAROPODIOMETRIA EM JOGADORES DE FUTEBOL COM PÓS OPERATÓRIO DE LESÕES NOS JOELHOS”.

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE

Eu, _____, portador do RG _____, voluntariamente aceito participar do estudo científico nos termos do projeto proposto pelo Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento – IP&D da Universidade do Vale do Paraíba – UNIVAP.

O presente estudo propõe uma avaliação do arco plantar por meio da Baropodometria em paciente que fizeram pós operatório de joelhos via trauma, do sexo masculino, em posição Ortostática.

O exame de baropodometria mensura a distribuição plantar de peso e informa o tipo de pé. Tal exame será utilizado para correlacionarmos a influência do arco plantar nas lesões de joelhos.

Não haverá nenhum risco para a integridade física, mental ou moral do participante e os dados individualizados serão confidenciais. Os resultados coletivos serão divulgados nos meios científicos.

As informações assim obtidas poderão ser usadas para fins estatísticos e/ou científicos sempre resguardando a privacidade de cada indivíduo. Acredito ter sido suficientemente esclarecido a respeito das informações que li ou foram lidas para mim, ficando claro os propósitos deste estudo, os procedimentos a serem realizados e as

garantias de confidencialidade e esclarecimento permanentes, sendo claro que minha participação é isenta de quaisquer despesas. Também não haverá compensação financeira relacionada à sua participação.

Assim aceito participar voluntariamente do estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízos. Declaro que obtive de forma apropriada, livre e voluntária as informações e, assino o presente termo de consentimento livre e esclarecido para a participação neste estudo.

MARINGÁ, _____ de _____ de 2009.

Assinatura do Participante

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste paciente para participar neste estudo.

_____ Data / /

Henrique Augusto Bulla

(Pesquisador/Fisioterapeuta)

