

**RAFAEL GONÇALVES BRAZ**

**INFLUÊNCIA DO ÂNGULO QUADRICEPTAL (Q) NA DISTRIBUIÇÃO DA  
PRESSÃO PLANTAR EM JOGADORES DE FUTEBOL DO DISTRITO FEDERAL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Educação Física da Universidade Católica de Brasília como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Gustavo de Azevedo Carvalho.

**Brasília  
2008**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**FOLHA DE APROVAÇÃO – DISSERTAÇÃO (NÃO IMPRIMIR!)**

**IMPRIMIR FICHA CATALOGRÁFICA ATRÁS DA FOLHA DE ROSTO (folha anterior. Ver normas no manual)**

Dedico aos meus pais José Braz e Vera Lúcia,  
e ao meu irmão Leandro, alicerces da minha  
existência.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Prof. Dr. Gustavo de Azevedo Carvalho pela imensa honra na orientação deste trabalho. Fomos apresentados em 1999, quando sofri uma luxação de ombro em uma partida de futebol. Por ele fui reabilitado e desde então, seguindo o seu exemplo, quis abraçar não apenas a carreira de fisioterapeuta, mas também a de pesquisador;

Ao Prof. Dr. Ricardo Jacó de Oliveira, diretor do Programa de Pós Graduação *Stricto Sensu* em Educação Física da Universidade Católica de Brasília – UCB, por lutar pela qualidade do curso e exigir que seus alunos participem deste processo;

Aos demais docentes, pelo estímulo, sabedoria e troca de experiências;

Ao Weslen e Sabrina, assistentes da direção do PPGEF, pelas informações prestadas e cordialidade;

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES – pelo apoio financeiro concedido a esta pesquisa;

Ao amigo Fabiano Pedroso Del Castilo Goes, técnico do Laboratório de Biomecânica da UCB, pela paciência durante as coletas, disponibilidade e atenção. Seu imenso prazer em ajudar o torna uma pessoa surpreendente;

À amiga Claudinha, pelo companheirismo e assessoria na fascinante estatística;

Aos meus estimados colegas de Mestrado, citando Vanessa Caixeta, Werico Rodrigues, Fábio Santana, Cláudia Cestari, Vânia Nunes, Juliana Carvalho (companheira perfeita de trabalho), e a todos que de alguma forma participaram desta trajetória ao meu lado. Obrigado pela cumplicidade. Dividimos problemas, ansiedades e alegrias nesses dois anos;

Aos integrantes da amostra. Funcionários da Católica e equipes da UCB, FAST, UPIS, Brazlândia Futebol Clube e Dom Pedro II. Sem vocês, o estudo seria inviável;

Às queridas amigas e fisioterapeutas Barbara Elisa e Emilian Bernardes, que atenderam meus pacientes enquanto eu participava das aulas na Católica;

Aos meus amigos e familiares, que entenderam os motivos da minha ausência durante a concretização deste sonho;

Agradeço a Deus, ser supremo e detentor de todo o conhecimento. Pela minha vida, pela minha saúde e da minha família. Enfim, pela minha formação. Obrigado, Senhor!

“A única coisa de que tenho certeza é da singularidade do indivíduo.”

*Albert Einstein*

## RESUMO

**Introdução:** A prática regular do futebol aumenta a probabilidade de gerar desequilíbrios biomecânicos, especialmente nos membros inferiores, prejudicando o desempenho do atleta. **Objetivo:** verificar se existe associação entre a distribuição de pressão plantar e o ângulo quadriciptal (ÂQ) de jogadores de futebol, comparando-os com indivíduos não praticantes da modalidade. **Método:** 121 participantes do sexo masculino, sendo 50 jogadores de futebol do Distrito Federal, denominado grupo JF, e 71 sujeitos para o grupo-controle (GC), fizeram parte da amostra. Foram avaliados concomitantemente o ÂQ dos joelhos, através do *software para avaliação postural* (SAPO) versão 0.68, e a pressão plantar pela plataforma de baropodometria *F-Scan/F-Mat* System. Para verificar associações entre o ÂQ e os valores de picos de pressão em quatro segmentos do pé (antepé medial, antepé lateral, médio-pé e retropé), utilizou-se o coeficiente de correlação de *Pearson* (r). O teste t para amostras independentes foi empregado para comparar isoladamente essas mesmas variáveis do membro inferior entre os grupos. O nível de significância adotado foi de  $p \leq 0,05$ . **Resultados:** encontrou-se correlação negativa e fraca ( $r = -0,32$ ) somente entre o ÂQ e médio-pé direito. Os grupos diferiram quanto ao ÂQ bilateralmente, onde JF teve média de  $11,36^\circ$  e GC de  $13,80^\circ$  à direita e de  $11,03^\circ$  contra  $13,96^\circ$  à esquerda, respectivamente ( $p = 0,001$ ), mas não houve associação com o tempo de prática esportiva e os valores de ÂQ não sofreram variações devido ao posicionamento tático dos atletas. Em relação à pressão plantar, JF teve maior média de força nas faces laterais do antepé direito ( $0,77$  contra  $0,63 \text{ kg/cm}^2$ ;  $p = 0,01$ ) e esquerdo ( $0,65$  e  $0,54 \text{ kg/cm}^2$ ;  $p = 0,05$ ), enquanto GC apresentou maior pico de pressão no médio pé esquerdo (JF:  $0,37$  e GC:  $0,46 \text{ kg/cm}^2$ ;  $p = 0,001$ ). Ambos os grupos apresentaram similaridade quanto à conformação dos arcos dos pés ( $p > 0,05$ ), verificados através do índice do arco plantar. **Conclusões:** não houve relação de causalidade entre os valores de ÂQ na distribuição da pressão plantar nos jogadores de futebol. Os atletas apresentaram, porém, ÂQ diminuído e maiores picos de pressão nas faces laterais de ambos os pés, o que sugere alinhamento em varo dos joelhos e uma distribuição supinada das bases plantares.

**Palavras-chave:** Futebol, Ângulo Q, Pressão plantar, Baropodometria, Software.

## ABSTRACT

**Introduction:** The regular practice of soccer increases the likelihood of generating biomechanical imbalances, especially in the lower extremities, impairing the performance of the athlete. **Objective:** To determine whether there is an association between the distribution of plantar pressure and Q-angle (Q) of soccer players, comparing them with non practitioners of this sport. **Method:** 121 participants were male, and 50 soccer players of the Federal District (JF group) and 71 subject to the control group (GC), were part of the sample. We evaluated concurrently the Q-angle of the knees, through the *software of postural assessment* (SPA) version 0.68, and plantar pressure by the platform of baropodometry F-Scan/F-Mat System. To verify the associations between Q-angle and the values of peak pressure in four segments of the foot (medial forefoot, lateral forefoot, medium-foot and hind-foot), the *Pearson* correlation coefficient (r) was used. The t test for independent samples was used to compare these variables isolation of lower limb between the groups. The significance level was  $p \leq 0.05$ . **Results:** negative and weak correlation was found ( $r = -0.32$ ) only between the Q-angle and right medium-foot. The groups differed in the AQ bilaterally, where JF was an average of  $11.36^\circ$  and  $13.80^\circ$  GC of the right and of  $11.03^\circ$  against  $13.96^\circ$  of the left, respectively ( $p = 0001$ ), but there was no association with time to practice this sport and it did not suffer variations because of tactical positioning of the athletes. Regarding the plantar pressure, JF had higher average on the faces right side of the forefoot ( $0.77$  against  $0.63$   $\text{kg}/\text{cm}^2$ ,  $p = 0.01$ ) and left ( $0.65$  and  $0.54$   $\text{kg}/\text{cm}^2$ ,  $p = 0.05$ ), while GC had higher peak pressure in the medium left foot (JF:  $0.37$  and CG:  $0.46$   $\text{kg}/\text{cm}^2$ ;  $p = 0001$ ). Both groups showed a similarity about the conformation of the arches of the feet ( $p > 0.05$ ), recorded by the plantar arch index. **Conclusions:** there was no causal link between the values of Q-angle in the distribution of plantar pressure in football players. The athletes were, however, declined Q-angle and higher peaks of lateral pressure on the faces of both feet, which suggests the knee varus alignment and a supine distribution of plantar bases.

**Keywords:** Soccer, Q-angle, Plantar pressure, Baropodometry, Software.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Posicionamento tático no futebol .....	20
Figura 2 – Estruturas do joelho na vista anterior .....	24
Figura 3 – Bolsas do joelho .....	25
Figura 4 – Síndrome do desalinhamento .....	28
Figura 5 – Pontos anatômicos específicos para obtenção do ÂQ .....	29
Figura 6 – Estruturas da face plantar do pé .....	34
6A – Ossos: vista inferior .....	34
6B – Aponeurose plantar .....	34
6C – 1ª camada muscular.....	34
6D – 2ª camada muscular.....	34
6E – 3ª camada muscular .....	34
Figura 7 – Arcos plantares .....	37
Figura 8 – Índice do arco plantar .....	39
Figura 9 – Eixo mecânico do membro inferior .....	40
Figura 10 – Localização do centro da patela, segundo tutorial do SAPO .....	46
Figura 11 – Palmilha e plataforma de pressão .....	48
Figura 12 – Fios de prumo e plataforma F-Scan/F-Mat System .....	53
Figura 13 – Demarcação dos pontos de ÂQ com participante em decúbito dorsal .....	55
Figura 14 - Posicionamento dos pés na plataforma F-SCAN/F-MAT .....	55
Figura 15 - Imagem da vista anterior e análise do ÂQ esquerdo pelo SAPO concomitante com a pressão plantar. ....	55
Figura 16 - Divisão dos pés em quatro áreas no programa FSCAN versão 4.21 .....	57

**LISTA DE GRÁFICOS**

Gráfico 1 - Dominância para membro inferior em ambos os grupos .....	59
Gráfico 2 - Distribuição entre os grupos da área do pico de pressão à direita .....	63
Gráfico 3 - Distribuição entre os grupos da área do pico de pressão à esquerda .....	63
Gráfico 4 - Lateralidade do pico de pressão entre os grupos .....	64
Gráfico 5 – Distribuição do posicionamento tático do grupo JF.....	65
Gráfico 6 - Linha de correlação entre ângulo Q direito e médio-pé direito no grupo JF .....	68
Gráfico 7 - Linhas de correlação entre Índice do Arco e área de contato do grupo JF.....	71
Gráfico 8 - Linhas de correlação entre Índice do Arco e área de contato do GC .....	72
Gráfico 9 - Linhas de correlação entre o nível de atividade física (Baecke) com a área lateral do antepé direito (D2) e com o retropé direito (D4) .....	73

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Caracterização da amostra por idade e IMC .....	59
Tabela 2 - Comparação entre os grupos quanto ao ÂQ, em graus .....	60
Tabela 3 - Comparação entre destros e canhotos da amostra em relação ao ângulo Q .....	60
Tabela 4 – Correlação entre o tempo de prática esportiva dos jogadores de futebol e os valores do ângulo Q .....	61
Tabela 5 - Comparação dos picos de pressão por membro e pico máximo em kg/cm <sup>2</sup> .....	61
Tabela 6 - Comparação entre os grupos dos valores segmentares da pressão plantar, em kg/cm <sup>2</sup> .....	62
Tabela 7 - Comparação entre as variáveis do membro inferior direito e esquerdo, no grupo JF.....	65
Tabela 8 - Comparação entre as variáveis do membro inferior direito e esquerdo, no grupo GC .....	67
Tabela 9 - Correlação entre ângulo Q e áreas do pé direito no grupo JF .....	68
Tabela 10 - Correlação entre ângulo Q e áreas do pé esquerdo no grupo JF .....	69
Tabela 11 - Correlação entre ângulo Q e áreas do pé direito no GC .....	69
Tabela 12 - Correlação entre ângulo Q e áreas do pé esquerdo no GC .....	69
Tabela 13 - Comparação entre JF e GC quanto ao índice do arco e áreas de contato bilateralmente .....	70
Tabela 14 - Correlações entre índice do arco e a área de contato dos pés .....	71

**LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS**

° – graus

% - porcentagem

ÂQ – ângulo quadriciptal ou ângulo “Q”

ÂQD – ângulo Q direito

ÂQE – ângulo Q esquerdo

CBF – Confederação Brasileira de Futebol

cm – centímetros

cm<sup>2</sup> – centímetros quadrados

D1 – área medial do antepé direito

D2 – área lateral do antepé direito

D3 – médio-pé direito

D4 – retropé direito

DF – Distrito Federal

DMI – dominância para membro inferior

E1 – área medial do antepé esquerdo

E2 – área lateral do antepé esquerdo

E3 – médio-pé esquerdo

E4 – retropé esquerdo

EST – estatura

FAST – Faculdade Santa Terezinha

FIFA – Federação Internacional de Futebol (do francês, Fédération Internationale de Football Association)

GC – grupo-controle

IMC – índice de massa corporal

JF – grupo de jogadores de futebol

kg – quilogramas

kg/cm<sup>2</sup> – quilogramas por centímetro quadrado

kg/m<sup>2</sup> – quilogramas por metro quadrado

Kgf – quilograma-força

MCT – massa corporal total

N – newtons

SAPO – Software para Avaliação Postural

UCB – Universidade Católica de Brasília

UPIS – União Pioneira de Integração Social

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>14</b>
<b>2 OBJETIVOS .....</b>	<b>18</b>
2.1 OBJETIVO GERAL .....	18
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	18
<b>3 REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>19</b>
3.1 O FUTEBOL E ASPECTOS BIOMECÂNICOS .....	19
3.2 O JOELHO .....	22
3.3 ÂNGULO QUADRICIPTAL (Q) .....	28
3.4 O PÉ HUMANO .....	32
3.5 EIXO MECÂNICO DO MEMBRO INFERIOR .....	40
3.6 LESÕES POR <i>OVERTRAINING</i> .....	41
3.7 FOTOGRAMETRIA COMPUTADORIZADA .....	43
3.8 BAROPODOMETRIA .....	46
<b>4 CASUÍSTICA E MÉTODOS .....</b>	<b>51</b>
4.1 AMOSTRA .....	51
4.2 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO .....	52
4.3 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO .....	52
4.4 AMBIENTE DE AVALIAÇÃO .....	52
4.5 PROCEDIMENTOS E COLETA DE DADOS .....	53
4.6 TRATAMENTO ESTATÍSTICO .....	57
<b>5 RESULTADOS .....</b>	<b>59</b>
<b>6 DISCUSSÃO .....</b>	<b>74</b>
<b>7 CONCLUSÕES.....</b>	<b>80</b>
<b>8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>81</b>
<b>9 APÊNDICES .....</b>	<b>93</b>
APÊNDICE 1: CARTA INSTITUCIONAL .....	93
APÊNDICE 2: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO .....	94
APÊNDICE 3: FICHA DE IDENTIFICAÇÃO E ANAMNESE .....	95
<b>10 ANEXOS .....</b>	<b>96</b>
ANEXO A: QUESTIONÁRIO DE BAECKE (1982).....	96
ANEXO B: APROVAÇÃO DO TRABALHO PELO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UCB .....	99

## 1 INTRODUÇÃO

O futebol é um dos esportes mais populares do mundo, no qual contém cerca de 240 milhões de praticantes nas suas diversas categorias. A modalidade é caracterizada por ações motoras intermitentes de curta duração e alta intensidade, alternadas com períodos de ações motoras de maior duração e menor intensidade (GOULART; DIAS; ALTIMARI, 2007).

Apesar dos benefícios à saúde trazidos por esta modalidade, a sua prática regular aumenta a probabilidade de lesões e desequilíbrios mecânicos, pois a carga excessiva e contínua de treinamento e jogos aplicada aos atletas resulta em mudanças no sistema articular e muscular (RIBEIRO et al., 2001).

O conceito de *overtraining* aplica-se especialmente no esporte de alto nível e reflete um desequilíbrio entre estresse e recuperação. Os atletas se encontram em um platô crônico de desempenho esportivo que não são alternados com períodos de descanso. Este fato é capaz de produzir maior vulnerabilidade às lesões (COSTA; SALMULSKI, 2005).

Fuller et al. (2006) acrescentam que as lesões devem ser classificadas pelo local, lateralidade, tipo, mecanismo de lesão (traumático ou por *overtraining*) e se é recorrente. Neste contexto, uma lesão traumática refere a um evento específico, identificável; no entanto, as lesões por *overtraining* são causadas por microtraumas de repetição sem um fator único ou aparente.

O sedentarismo e os diferentes hábitos de vida também são fatores determinantes para causar mudanças na postura de um indivíduo não praticante de atividade física. Entretanto, a repetição do gesto esportivo e o biotipo de um atleta de futebol podem contribuir para o surgimento de alterações biomecânicas específicas do esporte. (WATSON, 1997).

Os ligamentos e os tendões, devido suas características constitucionais, podem sofrer tensão advinda de uma desordem postural dos segmentos envolvidos, o que provocaria lesões inerentes à prática esportiva (SCHWEITZER; MIQÜELLUTI, 2005).

Um exemplo de local da ocorrência dessas tensões é a articulação do joelho, freqüentemente acometida não apenas por alterações estruturais decorrentes da prática do futebol, mas pelo elevado índice de lesões músculo-esqueléticas, sendo a disfunção patelofemoral a mais comum nesta região (BELCHIOR et al., 2006). Um fator que contribui para o surgimento de dor ou instabilidade é o mau alinhamento da patela em relação ao fêmur, cuja mensuração se dá através da medida do ângulo quadriciptal, ou simplesmente “ângulo Q” (TOMSICH et al., 1996).

Formado pela interseção de duas retas compreendidas entre o quadril e o joelho, Hamill e Knutzen (1999) descrevem o ângulo Q como determinante para o posicionamento da patela e alinhamento do membro inferior no plano frontal. Não há um consenso sobre valores de referência de ângulo Q, que atualmente também pode ser medido por fotogrametria computadorizada (HAHN; FOLDSPANG, 1997); porém Pantano et al. (2005) determinaram que estimativas iguais ou acima de 17 graus são excessivas. Por outro lado, valores iguais ou inferiores a 8 graus são tidos como baixos.

Homens caracteristicamente têm valores menores devido à largura da pelve ser maior no sexo feminino e por terem maior estatura média. Ângulo Q estimado acima de 17 graus pode ser acompanhado de *genu valgo*. Entretanto, um “ângulo Q” diminuído, ou seja, menor que 8 graus, contribuem para a formação de *genu varo* (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

Schweitzer e Miquelluti (2005) analisaram o padrão postural de jogadores de futebol de categoria infantil e observaram que existe uma alteração do padrão postural nos joelhos dos atletas em flexo e varo proveniente da maior utilização das cadeias de abertura e flexão de membro durante os movimentos repetitivos de chute.

Abreu et al. (1996) em estudo do alinhamento dos joelhos em indivíduos dos 12 aos 17 anos, constataram que a prática do futebol competitivo favorece o desvio de alinhamento dos joelhos, que se tornaram mais varos em atletas do sexo masculino em relação ao grupo de não atletas e em relação ao grupo feminino.

Supõe-se que a prática competitiva do futebol favorece a varização dos joelhos devido aos microtraumas de repetição sobre os côndilos femorais internos, decorrentes do excesso de treinamento (ABREU et al., 1996).

Além disso, o desenvolvimento do músculo vasto medial oblíquo em jogadores de futebol, que desempenha importante papel na estabilização medial da patela, pode interferir na congruência articular e, conseqüentemente, na medida do “ângulo Q” (GROSSI et al., 2004). Kapandji (2000) acrescenta que a face externa da tróclea femoral é mais proeminente do que a interna, impedindo a luxação lateral da patela.

O controle da postura bípede depende de informações sensório-motoras como base para a representação interna do corpo pelo sistema nervoso central, que através de estratégias adequadas assegura a estabilidade do sistema. As correções do eixo do corpo pelos mecanismos de controle postural conferem ao corpo humano pequenas e constantes oscilações quando de pé, mesmo em posição estática, com importante papel na distribuição da pressão nas plantas dos pés e na eficiência do retorno venoso (VIEIRA; OLIVEIRA, 2006).

A posição das partes ósseas das articulações dos membros inferiores é comandada pelo tônus dos músculos que nelas se fixam. No entanto, as superfícies articulares também impõem seus eixos mecânicos, desencadeando reações tônicas, mesmo que mínimas, sobre todo o membro inferior, modificando o conjunto pelvipodálico (GAGEY; WEBER, 2000).

Deste modo, variações na conformação da planta dos pés podem repercutir nas articulações superiores, como nos joelhos, quando recebem carga. O pé com o tarso varo, associado a uma supinação dos metatarsos, pode vir acompanhado por uma rotação externa da perna e coxa, além de propensão a *genu varo* e recurvado (GAGEY; WEBER, 2000).

Uma das técnicas para avaliar a pressão exercida nos pés na postura ortostática é através da baropodometria, que consiste na quantificação das oscilações ântero-posteriores e laterais do corpo, enquanto o indivíduo permanece sobre uma plataforma de força (GAGEY; WEBER, 2000).

Pressão é definida como força por unidade de área ( $p=f/a$ ). A força, quando avaliada em uma plataforma, é a resultante dos componentes de reação do solo ou do estresse atuante nos pés. Os três componentes de força de reação do solo encontram-se nos sentidos antero-posterior, médio-lateral e nas direções verticais (ORLIN; McPOIL, 2000).

Na pressão plantar, uma matriz de múltiplos sensores é usada para mensurar a força atuante em cada sensor enquanto o pé está em contato com a superfície. A magnitude da pressão é, então, determinada dividindo a força medida pela área conhecida dos sensores envolvidos, em unidade de quilogramas por centímetro ao quadrado -  $\text{kg}/\text{cm}^2$  (ORLIN; McPOIL, 2000).

A mensuração da pressão plantar é usada para caracterizar os aspectos funcionais entre as interações do pé com o solo ou com o calçado. O pico de pressão tem sido associado a danos teciduais e quadros de dor. Logo, a elevação deste pico resulta em alterações tanto estruturais como funcionais (CAVANAGH et al., 1997). A conformação do arco plantar parece exercer influência direta sobre as pressões, podendo ser medido por um indicativo denominado *índice do arco* (STAHELI; CHEW; COBERTT, 1987).

Diversos fatores podem contribuir para alteração na distribuição da pressão sob os pés, entre eles mudanças em complexos articulares superiores, tais como o joelho, além da preferência por um dos membros para a execução do gesto esportivo (WONG et al., 2007).

As possíveis alterações estruturais na articulação do joelho, analisadas através do “ângulo Q”, e a influência na má distribuição da pressão plantar podem contribuir para o aumento na incidência de lesões advindas do chamado *overtraining*.

Identificar as prováveis regiões de sobrecarga capazes de induzir o surgimento de microtraumas, fraturas por stress ou disfunções mecânicas tornam este estudo relevante no aspecto da otimização da vida útil dos atletas de futebol, proporcionando subsídios para manutenção de sua integridade física, fornecendo dados para futuros trabalhos preventivos ou ainda para indicação de órteses quando for conveniente.

## 2 OBJETIVOS

### 2.1 OBJETIVO GERAL

- Verificar se existe associação entre o ângulo Q dos joelhos e a distribuição da pressão plantar de jogadores de futebol do Distrito Federal, comparando-os com indivíduos não praticantes da modalidade.

### 2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Confrontar isoladamente os escores de ângulo Q entre jogadores de futebol e o grupo-controle;
- Comparar os valores pressóricos dos segmentos do pé entre os grupos;
- Observar a relação entre o posicionamento tático dos jogadores com o ângulo Q e as variáveis da pressão plantar;
- Identificar se o tempo de prática esportiva interfere nos valores de ângulo Q;
- Localizar a região do pé de maiores valores pressóricos, em ambos os grupos;
- Observar o quanto a área de contato do pé influencia o valor do índice do arco plantar.

### 3 REVISÃO DE LITERATURA

#### 3.1 O FUTEBOL E ASPECTOS BIOMECÂNICOS

O futebol é uma das modalidades esportivas mais praticadas no mundo, de elevada importância cultural, com integrantes de ambos os gêneros e de todas as faixas etárias, que vem crescendo tanto em número de participantes quanto de espectadores. Caracteriza-se por ser um esporte de contato físico, com demandas estáticas e dinâmicas ao corpo, de moderada a alta intensidade (DVORAK; JUNGE, 2000; PATEL et al., 2002).

Não há unanimidade sobre a origem do futebol. Alguns estudiosos dizem que surgiu na China, outros na Itália. Porém todos concordam que a organização e desenvolvimento do futebol moderno ocorreram na Inglaterra, em meados do século XIX. O próprio nome do esporte tem origem de duas palavras inglesas: *foot*, que significa “pé” e *ball*, que quer dizer “bola” (TEIXEIRA, 1997).

A modalidade é coordenada mundialmente pela Federação Internacional de Futebol – FIFA (do francês, Fédération Internationale de Football Association). Criada em 1904, em Paris, tem sua sede atual em Zurique, na Suíça. É a entidade máxima do futebol, à qual se filiam as confederações. Ao todo, possui 209 países e/ou territórios na associação. Com esse número, é a instituição internacional que possui a maior quantidade de associados, inclusive mais do que a Organização das Nações Unidas. No Brasil, cabe à Confederação Brasileira de Futebol – CBF – estruturar o futebol nacional (GOMES, 2003; FIFA, 2008).

A chegada do esporte ao Brasil se deu através de Charles Miller. Filho de pai inglês e mãe brasileira, ele concluiu cursos na Inglaterra e retornou em 1894. No Brasil, a compreensão do futebol ganha relevância por ser o principal esporte do país. De fato, a expressão popular “jogar bola” refere-se claramente ao futebol e a nenhum outro esporte com bola (TEIXEIRA, 1997; DAOLIO, 2005).

No Distrito Federal (DF), o esporte é diminuto em comparação aos grandes centros urbanos do país, principalmente nos aspectos técnicos, políticos e econômicos. Além disso, existe uma fragilidade na identificação entre torcedores e clubes, pois a preferência por times de outros estados prevalece (GOMES, 2003).

O futebol brasileiro apresenta características peculiares e, de certa forma, opostas ao modelo europeu. Diz-se que o jogador do Brasil teria o dom e habilidade para jogar, enquanto o europeu necessita de aprendizado e da força física (DAOLIO, 2005).

Atualmente, entretanto, esses valores têm mudado. Exige-se não apenas a aptidão inata, mas também uma demanda física imponente, viabilizando a maior quantidade de treinamentos quanto possível. O conceito do futebol artístico e capaz de transformar o jogo em espetáculo transformou-se em eficiência e competição, podendo trazer implicações biomecânicas desfavoráveis ao atleta (GOMES, 2003).

Segundo Fonseca et al. (2007), os mecanismos principais associados às lesões nesta modalidade coletiva são de origem indireta, ou seja, independe do contato entre os jogadores.

As posições dos atletas são basicamente quatro (figura 1): *goleiro*, com gestos esportivos diferenciados dos demais, cuja função é defender a meta inclusive com as mãos; os *defensores*, compostos por laterais e zagueiros, que tentam essencialmente impedir ou neutralizar o ataque adversário; os *meio-campistas*, incluindo volantes e meias, responsáveis pela ligação entre defesa e ataque; e finalmente os *atacantes*, os quais cabem as funções de infiltrar e finalizar ao gol adversário (TEIXEIRA, 1997).



**Figura 1:** Posicionamento tático no futebol.

Fonte: o autor, 2008.

O chute é o principal fundamento da modalidade e o movimento mais estudado. É através dele que o jogador transmite a potência do membro inferior à bola para dar direcionamento e velocidade (ANJOS; ADRIAN, 1986; LEVANON; DAPENA, 1998).

Durante a execução deste gesto esportivo, o membro que efetua o chute está em cadeia cinética aberta enquanto o outro permanece em cadeia fechada (DÖRGE et al., 2002). Anjos e Adrian (1986) destacam que os estudos envolvendo o chute estão mais voltados ao membro executor, dando pouca ou nenhuma atenção ao membro de apoio, que sofre a reação do solo.

No instante da extensão da perna contralateral até o impacto do pé com a bola, forças de grandes dimensões são produzidas no membro de suporte. Essas forças têm magnitude suficiente para causar degeneração do joelho e é fator adicional para osteoartrite em jogadores veteranos (ANJOS; ADRIAN, 1986).

Com a repetição crônica, alguns fatores podem afetar a integridade dos membros. Os movimentos de aceleração e desaceleração dos segmentos proximais e distais, rotações articulares, posição angular, velocidade, força muscular, impacto do pé sobre a bola, força de reação do solo, reposicionamento da perna após o chute e o estado da superfície do campo são variáveis que comprometem o alinhamento estático do membro inferior em longo prazo e afetam as demais estruturas do sistema músculo-esquelético (DÖRGE et al., 2002; BARROS; GUERRA, 2004).

Pouco se sabe sobre os parâmetros biomecânicos que regem a modalidade. A literatura baseia-se em três aspectos: a influência dos equipamentos (calçado, piso, bola); análise da eficiência mecânica das habilidades motoras; e, em especial para a área da saúde, o estudo da sobrecarga mecânica como estratégia para o entendimento da origem de lesões, sua prevenção e tratamento (BARROS; GUERRA, 2004).

O futebol implica ao atleta a prática de exercícios intermitentes, de magnitude variável, sendo 88% de atividade aeróbia e 12% anaeróbia de alta intensidade. A grande maioria das ações é sem a posse da bola, que só corresponde em média a 2% durante a partida (BARROS; GUERRA, 2004).

A bola é controlada basicamente pelos membros inferiores, sendo essenciais o alongamento, resistência, força, potência e flexibilidade dos músculos envolvidos. O futebol requer do jogador um alto nível de coordenação motora, resistência à fadiga, mudanças de direção e agilidade com a bola. (PATEL et al., 2002; BARROS; GUERRA, 2004).

As intensidades dos exercícios mudam de acordo com a posição tática. Os meio-campistas correm distâncias significativamente maiores e por mais tempo que os atacantes e defensores, talvez por serem o elo entre os setores do campo. Em contrapartida, os atacantes e defensores correm em alta velocidade para executarem suas funções (BARROS; GUERRA, 2004).

O desenvolvimento da musculatura da coxa é uma das mais marcantes características antropométricas atribuída ao jogador de futebol porque o quadríceps femoral participa diretamente da corrida e potência do chute (LADEIRA, 1999).

O futebol é responsável pelo maior número de lesões desportivas do mundo (LADEIRA, 1999). Inklaar et al. (1996) e Watson (1995) afirmaram que, em atletas de futebol acima de 19 anos, as lesões por *overtraining* (microtraumas, bursite, tendinite, sinovite) são mais prevalentes que as traumáticas (contusão, luxação, fratura) e em atletas de alto nível, quando comparados aos amadores.

Em atletas de elite, as microlesões repetidas em joelho e tornozelo parecem induzir à incapacidade de jogar em alto nível a longos prazos e os atletas que não sofreram lesão apresentam risco maior de desenvolver artrite, quando comparado à população normal (DVORAK; JUNGE, 2000).

Abreu et al. (1996) observaram grande incidência de joelho varo em jogadores adolescentes e atribuíram aos traumas repetidos nos côndilos mediais. Adicionalmente, qualquer defeito biomecânico é potencial causador de fraturas por estresse, mais prevalentes nos pés (WATSON, 1995; ABREU et al. 1996).

De acordo com Yaniv et al. (2006), quando foram comparadas as características musculoesqueléticas de atletas jovens, as alterações em varo de joelhos foram significativamente mais prevalentes nos jogadores de futebol em relação aos tenistas, observado através das distâncias intercondilares. O estresse mecânico excessivo, as lesões insidiosas e a prática ininterrupta poderiam explicar essas alterações degenerativas (YANIV et al., 2006).

A instabilidade mecânica e funcional predispõe os atletas às entorses de repetição, principalmente em joelho e tornozelo (DVORAK; JUNGE, 2000). Segundo Watson (1995), há evidência da relação entre desvios da mecânica corporal e subsequente ocorrência de lesões esportivas, no que se refere à prática de futebol de alto nível.

Sugere-se a identificação e correção dos desvios no alinhamento corporal para diminuir a incidência de lesões esportivas em jogadores de futebol (WATSON, 1995).

### 3.2 O JOELHO

O joelho é a articulação intermediária do membro inferior, do tipo sinovial, constituída pela integração de três ossos: fêmur, tíbia e patela. Esses três ossos compõem as articulações tibiofemorais (lateral e medial) e patelofemorais.

Em termos mecânicos, a articulação do joelho é relativamente fraca, devido à configuração de suas faces articulares, cabendo ao sistema muscular e aos vários ligamentos as funções de resistência e estabilidade (CALAIS-GERMAIN, 1992; MOORE; AGUR, 1998).

A estrutura do joelho (figura 2) é responsável, junto ao quadril e tornozelo, por suportar o peso do corpo quando o indivíduo está em pé, por aproximar ou afastar as extremidades do membro inferior para regular a distância do corpo em relação ao chão ou ainda para posicionar o pé no espaço (KISNER; COLBY, 1998; KAPANDJI, 2000).

Por trabalhar essencialmente em compressão gerada pela ação da gravidade e por estar localizado nas extremidades de dois longos braços de alavanca, tíbia e fêmur, o joelho é bastante suscetível à lesão. Nos esportes, principalmente no futebol, é a articulação com maior prevalência de eventos clínicos. As superfícies articulares possuem encaixe frouxo, condição necessária à boa mobilidade, ficando sujeitas a entorses e luxações (GARRICK; WEBB, 2001; LILLEGARD; BUTCHER; RUCKER, 2002; KAPANDJI, 2000; MAGEE, 2002).

### **Osteologia**

O *fêmur*, maior e mais pesado osso do corpo, transmite o peso do quadril para a tíbia na posição ereta. O corpo do fêmur é curvo e convexo anteriormente. A extremidade inferior é maciça e constitui parte da articulação do joelho, unindo-se à tíbia e à patela. Em relação aos côndilos femorais, o lateral projeta-se mais anteriormente, dificultando a luxação patelar (CALAIS-GERMAIN, 1992; MOORE; AGUR, 1998).

A *tíbia* recebe o peso transmitido pelo fêmur. Articula-se com os côndilos femorais superiormente, através do platô tibial, com o tálus inferiormente e com a fíbula lateralmente. Apesar da proximidade, a articulação tibiofibular superior não faz parte do complexo do joelho. O forame nutrício, na tíbia, é o maior do esqueleto e situa-se na face posterior do terço superior do osso (MOORE; AGUR, 1998).

O arcabouço esponjoso da porção proximal da tíbia e da porção distal do fêmur apresenta trabéculas dispostas em leque, outras verticais e finalmente linhas horizontais de reforço para sustentação de carga (CALAIS-GERMAIN, 1992).

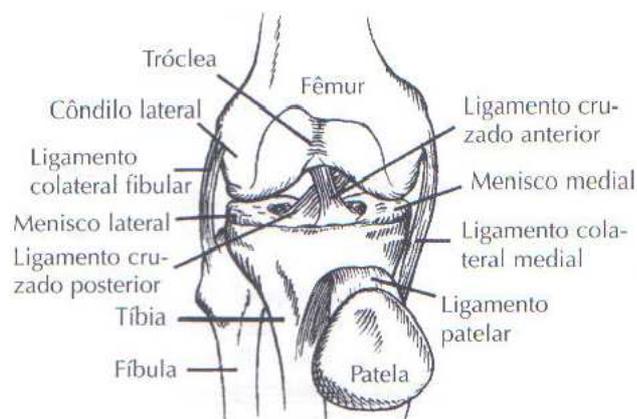
A *patela*, maior osso sesamóide do corpo, está enquadrada dentro do tendão do músculo quadríceps; porém nas laterais a patela não é tão estável. A face anterior está sob a pele, facilmente palpável. Na face posterior encontra-se a superfície articular, recoberta por cartilagem hialina lisa e fixada aos côndilos femorais pelos retináculos lateral e medial do tendão quadricipital. Une-se ao tendão do quadríceps, denominado “ligamento patelar”, em

sua porção inferior. A principal função da patela é direcionar o tendão no sentido longitudinal, como se fosse uma polia, sendo fundamental no mecanismo extensor do joelho (MOORE; AGUR, 1998).

### Articulações

A articulação tibiofemoral é a maior do corpo, sendo do subtipo condilar. As superfícies articulares do fêmur e tibia não são congruentes, o que possibilita os dois ossos a moverem-se em quantidades diferentes, guiados pelos músculos e ligamentos. Quando em extensão completa de joelho, os ossos aproximam-se da congruência ideal (MAGEE, 2002).

A tróclea, localizada na região distal e anterior do fêmur, articula-se com a patela. A articulação patelofemoral é do subtipo plana, que permite deslizamentos da patela no sentido do eixo do fêmur (MAGEE, 2002).



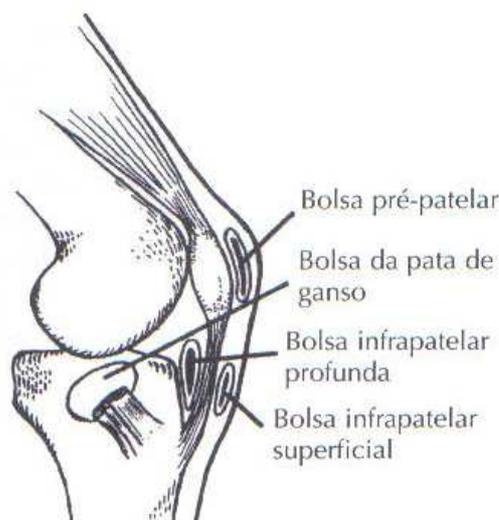
**Figura 2:** Estruturas do joelho na vista anterior.

Fonte: Lillegard; Butcher e Rucker, 2002.

### Cápsula articular, bolsas e membrana sinovial

A cápsula articular fixa-se discretamente para fora das superfícies. É forrada pela membrana sinovial e envolve a patela, a tibia e o fêmur. Os três ossos encontram-se reunidos em uma mesma cavidade articular na qual circula a mesma sinóvia. É frouxa anteriormente, permitindo os movimentos de flexo-extensão. Na face posterior, a cápsula se adapta à forma dos côndilos femorais, impedindo a hiperextensão e assegurando a estabilidade posterior quando de pé. É deficiente ao nível do côndilo lateral para permitir a saída do tendão do músculo poplíteo (CALAIS-GERMAIN, 1992; MOORE; AGUR, 1998).

As bolsas (figura 3) são constituídas por tecido conjuntivo, repletas de líquido sinovial, cujas funções são evitar atritos entre as estruturas ósseas e as partes moles. No joelho, elas são numerosas, pois a maioria dos tendões envolvidos tem trajeto paralelo aos ossos. Algumas bolsas se comunicam com a cavidade articular do joelho: supra-patelar, poplíteia, anserina e bolsa do músculo gastrocnêmio (KISNER; COLBY, 1998; MOORE; AGUR, 1998).



**Figura 3:** Bolsas do joelho.

Fonte: Lillegard; Butcher e Rucker, 2002.

A membrana sinovial do joelho reveste a face interna da cápsula e fixa-se à periferia da patela e às margens dos meniscos. O suprimento sanguíneo da articulação se dá por anastomoses geniculares. A artéria média do joelho penetra a cápsula fibrosa e irriga os ligamentos cruzados, a membrana sinovial e a parte periférica dos meniscos (MOORE; AGUR, 1998).

### **Ligamentos e meniscos**

Quanto aos ligamentos, eles reforçam a cápsula e dão estabilidade articular em várias direções. Moore e Agur (1998) citam cinco ligamentos intrínsecos: patelar (continuação do tendão quadricipital), colateral lateral, colateral medial, poplíteo oblíquo e poplíteo arqueado. O ligamento colateral medial é uma faixa achatada e forte, com fibras profundas aderidas ao menisco, que impede a abertura medial da articulação. O colateral lateral tem aspecto de um cordão fibroso, impedindo a abertura lateral.

Os ligamentos cruzados anterior e posterior, apesar de serem intra-capsulares, são extra-sinoviais. Eles unem a tíbia ao fêmur. O ligamento cruzado anterior (LCA) é o mais

fraco. Ele se direciona da área intercondilar anterior da tíbia para a face pósteromedial do côndilo lateral do fêmur, evitando a translação anterior da tíbia sobre o fêmur e a hiperextensão. O ligamento cruzado posterior (LCP) emerge da área intercondilar posterior da tíbia e vai para face lateral do côndilo medial do fêmur. Está tenso durante a flexão do joelho, evitando o deslocamento posterior da tíbia sobre o fêmur e auxilia no controle da hiperextensão (MOORE; AGUR, 1998; MAGEE, 2002).

Os meniscos são placas semi-lunares de fibrocartilagem que repousam sobre o platô tibial, preenchendo o espaço articular e acrescentando-lhe congruência. Suas margens externas estão fixadas à cápsula fibrosa da articulação do joelho. Eles ajudam na lubrificação e nutrição articular, além de amortecer e espalhar o estresse sobre a cartilagem, diminuindo o desgaste condral.

O menisco medial é mais largo na região posterior e está firmemente aderido à face profunda do ligamento colateral medial. O menisco lateral tem formato circular, sendo mais móvel que o medial. O tendão do músculo poplíteo separa o menisco lateral do ligamento colateral lateral (MOORE; AGUR, 1998; MAGEE, 2002).

### **Cinesiologia**

Os principais movimentos do joelho são a flexão e a extensão, consistindo o primeiro grau de liberdade. Durante a flexo-extensão, os côndilos do fêmur rolam e deslizam sobre o platô tibial e a patela desloca em sentido cranial na extensão e caudal na flexão. Quando a articulação está fletida, torna viável o segundo grau de liberdade: a rotação interna e externa sobre o eixo longitudinal (KAPANDJI, 2000).

Em extensão máxima, quase todos os ligamentos estão tensos e o joelho é bloqueado por causa da rotação medial do fêmur sobre a tíbia, garantindo ao membro inferior uma coluna sólida à sustentação de peso, mesmo sem ação muscular significativa. Isso ocorre porque os côndilos não são totalmente simétricos, já que o medial tem um raio de curvatura menor (MOORE; AGUR, 1998).

Para desbloqueá-la, o músculo poplíteo se contrai rodando o fêmur lateralmente para que tenha início o movimento de flexão (CALAIS-GERMAIN, 1992; KISNER; COLBY, 1998; KAPANDJI, 2000).

Em extensão, a tração do tendão quadricipital se realiza no eixo da diáfise do fêmur (oblíqua para cima e lateralmente), enquanto o sulco da tróclea é vertical. Há, então, uma tendência da patela ao deslocamento lateral quando o joelho está estendido. Porém, de acordo com Kapandji (2000), o sulco da tróclea é maior lateralmente para evitar luxação. A

estabilização patelar se dá pela tróclea femoral e pela ação do músculo vasto medial oblíquo, que evitam o deslocamento lateral excessivo.

O joelho está mais propenso a lesões ligamentares e meniscais quando fletido e a fraturas articulares quando estendido (KAPANDJI, 2000).

### **Músculos**

Os músculos extensores do joelho são o reto anterior, o vasto medial, o vasto lateral e o vasto intermédio. Juntos, constituem o quadríceps femoral e são controlados pelo nervo femoral. O tensor da fáscia lata, innervado pelo glúteo superior, exerce ação auxiliar neste movimento.

O movimento de flexão é realizado pelo semimembranoso, semitendinoso e bíceps femoral, todos coordenados pelo nervo isquiático; músculo plantar pelo nervo tibial; o poplíteo innervado pelo tibial; e o sartório que é controlado pelo nervo femoral.

A rotação interna acontece por ação dos músculos vasto medial, poplíteo, sartório, grácil (innervado pelo nervo obturador) e semitendinoso; a rotação externa é feita pelo vasto lateral e pelo tensor da fáscia lata (CALAIS-GERMAIN, 1992; KENDALL et al. 1995).

### **Alinhamento do joelho na vista anterior**

Durante a avaliação postural da vista anterior, o examinador deve observar qualquer desalinhamento nos joelhos e se as alterações são bilaterais. Nos adultos, as pernas são relativamente retas. Em estudo radiológico, mede-se o ângulo diafisário tíbio-femoral, normalmente de 6° (KENDALL et al. 1995).

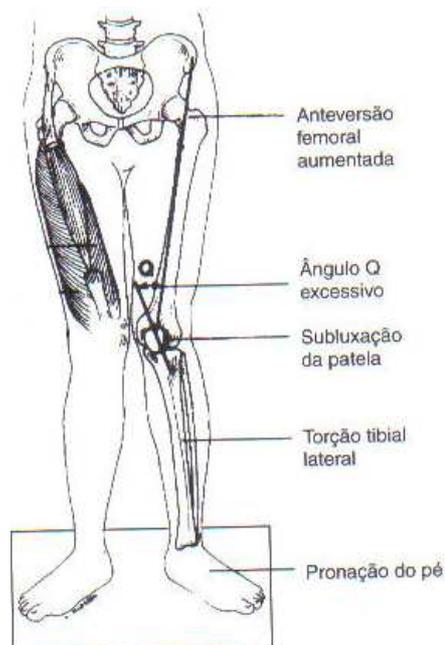
Quando há um arqueamento aparente dos membros inferiores ao uni-los, o alinhamento defeituoso é chamado de *joelho varo*. As possíveis posturas correlatas são: angulação lateral da tíbia, torção tibial medial, rotação externa do quadril ipsilateral, excessiva abdução do quadril; e as prováveis compensações do corpo são o antepé valgo, a pronação subtalar para permitir ao calcanhar medial fazer contato com o solo e a rotação medial pélvica ipsilateral (MAGEE, 2002).

A situação inversa acontece quando as faces mediais dos joelhos se encontram antes dos maléolos tibiais quando solicitado a juntar os membros inferiores. Uma distância de 10 centímetros entre os tornozelos é considerada excessiva e esta condição chama-se *joelho valgo*. A tensão sobre os ligamentos mediais e a compressão sobre as superfícies laterais são as principais características desta alteração. As possíveis posturas correspondentes são: pé plano, pronação subtalar, torção tibial lateral, subluxação patelar lateral, adução do quadril,

rotação medial do quadril ipsilateral; já as alterações compensatórias são o antepé varo e a supinação subtalar.

Essas posições correlatas e compensatórias permitem a manutenção do alinhamento defeituoso sem qualquer dano estrutural dos ossos longos (KENDALL et al., 1995; MAGEE, 2002).

A *síndrome do desalinhamento*, descrita por Magee (2002), é caracterizada pela anteversão pélvica, joelho valgo, displasia do vasto medial oblíquo, torção tibial lateral, ângulo Q aumentado e pronação do antepé, como observado na figura 4. Estes fatores criam vetores laterais e contribuem para a disfunção patelofemoral (MAGEE, 2002). Irvin et al. (1998), em oposição, atribuem a pronação compensatória ao joelho varo ou tibia arqueada, com conseqüente diminuição de ângulo Q.



**Figura 4:** Síndrome do desalinhamento.

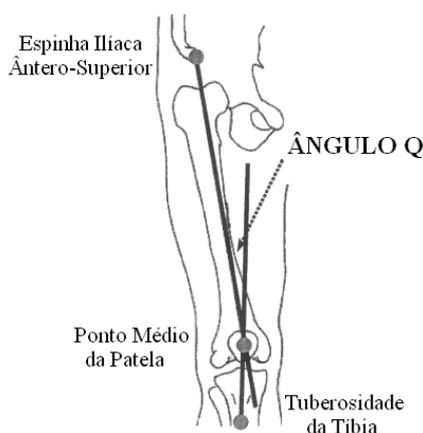
Fonte: Magee, 2002

### 3.3 ÂNGULO QUADRICIPTAL (Q)

O ângulo quadriciptal ( $\hat{A}Q$ ) representa a tensão resultante entre os vetores de força dos músculos do quadríceps, especialmente o reto femoral, e do tendão patelar repercutindo sobre a patela e no posicionamento do membro inferior no plano frontal. Estes elementos contribuem para o equilíbrio dos componentes médio-laterais do quadríceps e para a adequada

função do mecanismo extensor do joelho (SOUZA; GROSS, 1991; SENDUR et al., 2006; ELIAS et al., 2006).

A mensuração é delimitada pelo cruzamento de duas linhas imaginárias, de acordo com a figura 5. A primeira formada da espinha íliaca ântero-superior até o ponto médio da patela; e a segunda, da tuberosidade anterior da tíbia até o ponto médio patelar (LIVINGSTON, 1998; HEIDERSCHEIT; HAMILL; CALDWELL, 2000).



**Figura 5:** Pontos anatômicos específicos para obtenção do ÂQ.

Fonte: Livingston e Mandigo, 1999.

Os protocolos descritos para medir o ÂQ são diversos e envolvem alguns critérios: o posicionamento do indivíduo (em ortostatismo ou em supino), o instrumento de medida, o estado de contração muscular, a posição dos joelhos e dos pés (INSALL; FAVO; WISE, 1976; LIVINGSTON; MANDIGO, 1999; HERRINGTON; NESTER, 2004).

A falta de um consenso metodológico justifica o conflito existente na literatura quanto aos valores normais do ÂQ. Patano et al. (2005) classificaram como “ÂQ alto” valores acima de 17° e “ÂQ baixo” medidas inferiores a 8°, baseados em dados de 204 sujeitos de ambos os sexos.

A mensuração se dá habitualmente com o joelho estendido e o quadríceps relaxado. Pesquisas recentes obtiveram valores de ÂQ nas posições supino e em pé no mesmo indivíduo e não encontraram diferenças significativas. Contudo, a contração do quadríceps durante a demarcação dos pontos de referência alteraria a posição da patela e os resultados seriam inconsistentes e, embora em decúbito dorsal não seja tão funcional, controlar a contração do quadríceps é mais difícil quando o indivíduo está em pé (HERRINGTON; NESTER, 2004; TILLMAN et al., 2005; SENDUR et al. 2006; PIVA et al., 2006).

Elias et al. (2004) pretendiam avaliar a relação entre  $\hat{A}Q$  e as forças laterais dinâmicas do quadríceps durante o movimento de flexão, usando um simulador de joelho. Concluíram que as mudanças na orientação do quadríceps e no tendão patelar não afetaram o componente lateral da força muscular, indicando que a medida de  $\hat{A}Q$  com extensão total de joelho é um parâmetro que prediz a atuação do quadríceps sobre a patela também durante a flexão.

Belchior et al. (2006), avaliando ao todo 40 joelhos, observaram que a contração isométrica máxima diminuía significativamente os valores de  $\hat{A}Q$  em indivíduos sintomáticos e assintomáticos para disfunção patelofemoral.

Em relação à posição dos pés durante a medida, Olerud e Berg (1984) apontam a necessidade de padronização, já que encontraram valores significativamente diferentes de  $\hat{A}Q$  quando alteravam a disposição da base. Livingston e Spaulding (2002) concluíram que a magnitude do  $\hat{A}Q$  varia, aumentando ou diminuindo à medida que os pés ficavam em rotação interna ou externa, respectivamente. Herrington e Nester (2004) determinaram que o 2º dedo do pé deveria permanecer perpendicular ao plano frontal do corpo, controlando ainda a rotação de quadril.

Apesar de citado na literatura, avaliar  $\hat{A}Q$  de forma unilateral é questionável, considerando a lateralidade do membro inferior escolhida, a dominância do indivíduo e a análise concomitante de articulações inferiores, o que sugerem exames bilaterais para maior confiabilidade nos dados (LIVINGSTON, 1998; SEDUR et al., 2006).

A importância do valor deste ângulo como fator etiológico para a dor anterior de joelho tem sido questionada (HEIDERSCHEIT; HAMILL; CALDWELL, 2000). Teoricamente, um  $\hat{A}Q$  elevado contribuiria para um aumento nas forças laterais e compressivas influenciadas pelo quadríceps sobre a superfície articular da patela, potencializando as desordens patelofemorais (EMAMI; GHAHRAMANI; ABDINEJAD, 2007; CARLSON; WILKERSON, 2007). No entanto, estudos entre indivíduos sintomáticos e assintomáticos para esta afecção não encontraram correlação com  $\hat{A}Q$ , sendo que a avaliação desta variável de forma isolada não parece ser indicativa de dor anterior de joelho, mas sim quando associada, por exemplo, à excessiva pronação do pé, rotação tibial e anteroversão do fêmur (CAYLOR et al., 1993; MELO DE PAULA et al., 2004; PIVA et al., 2006).

Quanto maior o  $\hat{A}Q$ , maior seria mobilidade lateral e rotacional da patela, gerando propensão à disfunção patelar. Herrington e Nester (2004) relatam que a acurácia na mensuração do  $\hat{A}Q$  depende da centralização da patela no sulco troclear (HERRINGTON; NESTER, 2004). Porém a sobrecarga e o desgaste nas superfícies articulares não se alteram de forma significativa com o aumento do  $\hat{A}Q$  (ELIAS et al., 2006).

Convencionalmente os homens têm  $\hat{A}Q$  menor que as mulheres, porém a causa deste evento é controversa. Estudos atribuíam este dado à maior largura da pelve no sexo feminino e à necessidade da maior orientação em valgo para um bom alinhamento mecânico de quadril, joelho e tornozelo.

Entretanto, pesquisas recentes constataam que os valores de  $\hat{A}Q$  são similares entre os sexos e essa discreta variação pode ser explicada pelo tamanho do fêmur (TILLMAN et al., 2005). Horton e Hall (1989) exploraram a teoria que fêmur mais curto poderia aumentar a tendência a valgo de membro inferior com conseqüente aumento de  $\hat{A}Q$ . Grelsamer et al. (2005) e Tillman et al. (2005) afirmam que as sutis diferenças devem-se à tendência dos homens terem estatura maior.

Greene et al. (2001) usaram radiografias na medida de  $\hat{A}Q$  para pacientes com disfunção patelofemoral. Ando (1999) avaliou através de tomografia computadorizada e usava a referência do sulco troclear ao invés do centro da patela, já que esta poderia sofrer deslocamentos laterais, e conclui que as mudanças da tuberosidade anterior da tíbia foram determinantes para afetar a magnitude do ângulo. Biederk e Warnke (2001) usaram um goniômetro comparando com a tomografia para tentar observar a influência do posicionamento da patela e não encontraram diferenças significativas entre as medidas.

De fato exames de imagem e os procedimentos propostos podem ser adotados para medir  $\hat{A}Q$ , porém o acesso restrito aos equipamentos e seu uso em larga escala são desvantagens consideráveis.

O instrumento largamente usado para avaliar  $\hat{A}Q$  é o goniômetro (SEDUR et al., 2006; PIVA et al., 2006; TILLMAN et al., 2005; HERRINGTON; NESTER, 2004). Sacco et al. (2007) não encontraram concordância entre os valores obtidos pela goniometria e duas técnicas de fotogrametria computadorizada, o Software para Avaliação Postural (SAPO) versão 0.63 e o Corel Draw versão 12, e atribuíam à distância entre os pontos anatômicos e à conformação dos segmentos atrapalhando o posicionamento dos braços do goniômetro, fatos estes que não interferem nas avaliações pela fotogrametria (HERRINGTON; NESTER, 2004; SACCO et al., 2007).

Outro fator que influencia nas mensurações é o nível de atividade física. Hahn e Foldspang (1997) estimaram  $\hat{A}Q$  em 339 atletas e a correlação com a atividade praticada e obtiveram associação negativa com natação e futebol. Neste último esporte, a magnitude do  $\hat{A}Q$  também se tornava mais baixa quanto maior fosse o tempo total de atuação na modalidade, desde o início da carreira.

Yaniv et al. (2006) compararam o padrão dos membros inferiores de jovens atletas de futebol e tênis e observaram maiores desvios em varo de joelho nos futebolistas, principalmente a partir dos 13 anos. A prevalência de pernas arqueadas pode ser decorrente de sobrecarga no esqueleto ainda imaturo de jovens atletas, destacando-se nos côndilos femorais internos neste esporte. Com a idade e o treinamento de alta performance, esta característica já instalada tende a aumentar (ABREU et al., 1996; SCHWEITZER; MIQÜELLUTI, 2005; YANIV et al., 2006).

Atletas de futebol estão mais suscetíveis às lesões em membro inferior. Eversão da articulação subtalar excessiva (componente da pronação no plano frontal) e rotação tibial anormal têm sido associadas com outras lesões de joelho e pé, tais como fraturas por estresse, condromalácia patelar, fasciíte plantar e tendinopatia do tendão calcâneo (ABREU et al., 1996).

Teoricamente, um ÂQ alto aumentaria a força dos componentes horizontais do quadríceps e empurraria a patela lateralmente, tornando os ligamentos e meniscos vulneráveis a lesões (TILLMAN et al., 2005). Gross e Foxworth observaram efeito positivo na influência de órteses para os pés para o alinhamento do membro inferior, especialmente na redução da rotação interna da tíbia e no ÂQ, em sujeitos com pronação excessiva da articulação subtalar. Cabe ressaltar que mudanças estruturais em articulações superiores também trariam implicações cinesiológicas distais (GROSS; FOXWORTH, 2003).

### 3.4 O PÉ HUMANO

O pé é a interface final do corpo entre o indivíduo e a superfície, estando em posição ereta. Nos seres humanos, com as adaptações evolutivas para a posição bípede, as principais funções do pé são receber o peso corporal, fornecer estabilidade necessária para a manutenção postural com esforço muscular mínimo, permitir o desenvolvimento dinâmico e progressivo durante a marcha, oferecer flexibilidade para adequação em terreno irregular e para absorção de impacto (CALAIS-GERMAIN, 1992; GARRICK; WEBB, 2001; MAGGE, 2002).

A estrutura é constituída por 26 ossos (figura 6A), de tamanhos e estruturas diferentes, 31 articulações e 20 músculos, além dos vários ligamentos (CALAIS-GERMAIN, 1992). O suprimento sanguíneo origina-se dos ramos maleolares das artérias fibular e tibiais (anterior e posterior) e a inervação é dada pelos nervos tibial e fibular profundo, divisão do nervo fibular comum (MOORE; AGUR, 1998).

Quanto à disposição óssea, o pé apresenta três regiões: o *antepé*, formado pelos metatarsos e falanges; o *médio-pé* ou *tarso anterior*, constituído pelos ossos navicular, cubóide, cuneiforme medial, cuneiforme intermédio e cuneiforme lateral; e por fim o *retropé* ou *tarso posterior*, composto pelo tálus e calcâneo (CALAIS-GERMAIN, 1992).

### **Articulações**

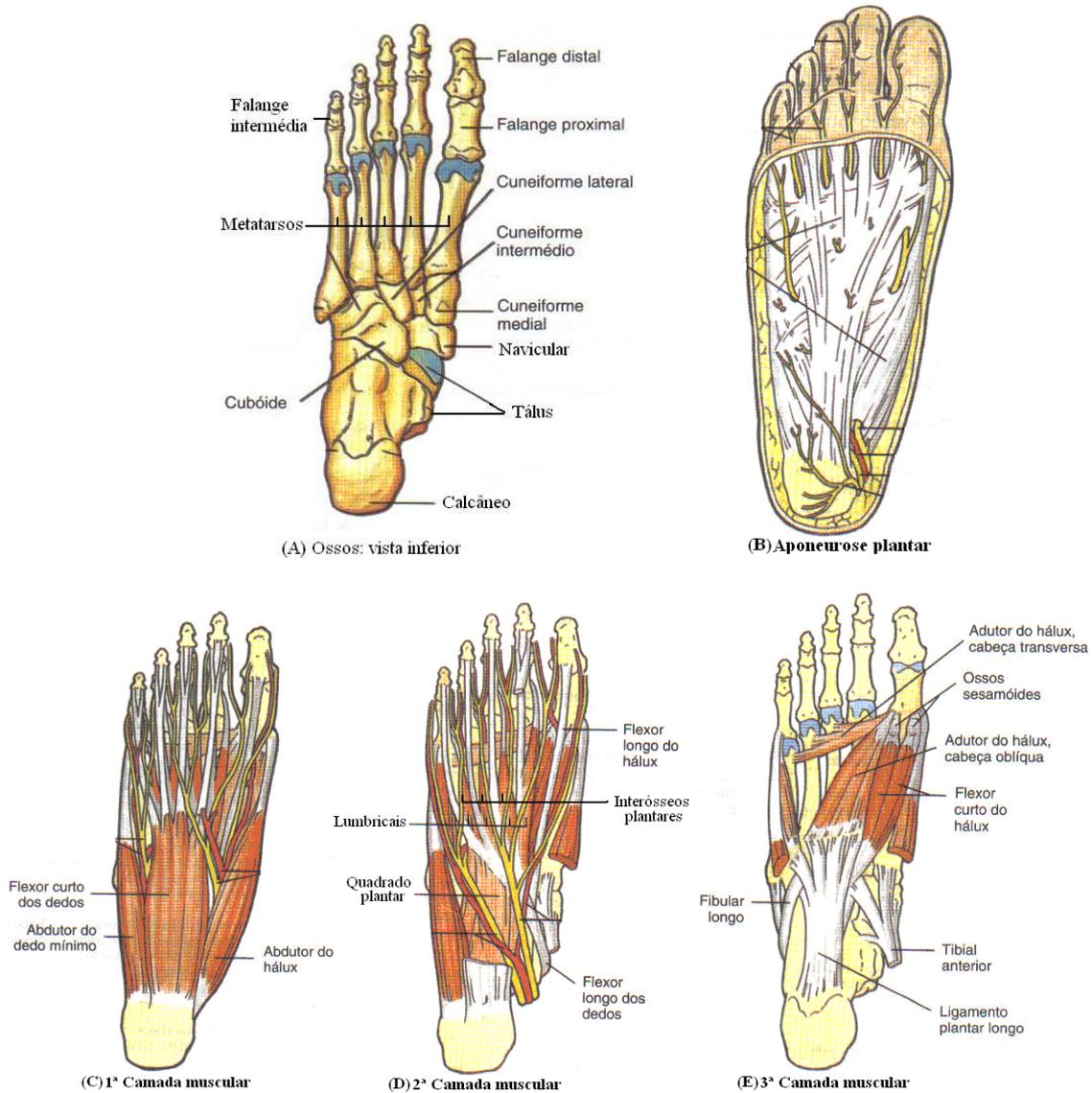
O tornozelo é uma articulação superior intimamente relacionada ao pé, pois os músculos deste complexo atuam diretamente na extremidade distal, sendo difícil esta dissociação. A articulação talocrural compreende o tálus, a face articular dos maléolos tibial e fibular e, por fim, a porção distal da sindesmose tibiofibular. A frouxa cápsula articular do tornozelo estende-se superiormente entre a tíbia e a fíbula, permitindo movimentos em amplitudes consideráveis e em várias direções (MOORE; AGUR, 1998; MAGGE, 2002).

As demais articulações do pé são: subtalar (talocalcânea); médio-tarsiana; cuboideonavicular; cuneonavicular; tarsometatarsiana; intermetatarsianas, metatarsofalangeanas e interfalangeanas proximais e distais. Todas são do tipo sinovial (MOORE; AGUR, 1998; KAPANDJI, 2000).

Magee (2002) alerta que todos estes complexos não funcionam como articulações independentes, e sim como grupos funcionais.

A cápsula fibrosa do tornozelo é reforçada medialmente pelos ligamentos tibionavicular, tibiotalar anterior, tibiotalar posterior e tibioalcâneo. Essas quatro estruturas constituem o forte ligamento deltóide. Lateralmente, o conjunto é formado pelos ligamentos talofibular anterior, calcaneofibular e talofibular posterior (MOORE; AGUR, 1998).

Especificamente no pé, os principais ligamentos são: calcaneonavicular plantar, conhecido como “ligamento mola” por suportar altas cargas e manter o arco interno; o ligamento plantar longo, que sai do calcâneo e cubóide e se estende até a base dos metatarsos; os numerosos ligamentos interósseos intrínsecos e a aponeurose plantar, vista na figura 6B (CALAIS-GERMAIN, 1992; MOORE; AGUR, 1998).



**Figura 6:** Estruturas da face plantar do pé.

Fonte: Moore e Agur (1998).

## Músculos do pé

A estrutura muscular do pé pode ser dividida em músculos extrínsecos e intrínsecos. Os extrínsecos são poliarticulares, atuando no tornozelo, no pé e, no caso dos gastrocnêmios, no joelho. Seus tendões se arqueiam quando passam pela frente ou por trás do tornozelo. Alguns agem ainda nos arcos plantares (KENDALL et al., 1995).

Os músculos extrínsecos localizados na porção anterior da perna são o tibial anterior, extensor longo do hálux, extensor longo dos dedos e fibular terceiro. Na porção lateral da perna, encontram-se os fibulares longo e curto. A parte posterior abrange duas camadas musculares: a camada superficial, composta pelos músculos do tríceps sural; e a camada

profunda, composta pelo tibial posterior, flexor longo do hálux e flexor longo dos dedos (KENDALL et al., 1995).

A musculatura intrínseca do pé forma parte do volume da face plantar (figuras 6C, 6D e 6E). Na região dorsal estão o extensor curto dos dedos e quatro interósseos dorsais. Os músculos que compõem a região plantar são os interósseos plantares, lumbricais, quadrado plantar, flexor curto dos dedos, flexor curto do hálux, adutor do hálux, abductor do hálux, flexor curto do dedo mínimo, abductor do dedo mínimo e oponente do dedo mínimo (CALAIS-GERMAIN, 1992; KENDALL, 1995).

### **Cinesiologia**

O pé realiza movimentos nos três planos. No plano sagital, a articulação talocrural executa a plantiflexão e a dorsiflexão. Os movimentos de inversão e eversão são feitos pela articulação subtalar, no plano frontal, passando pelo eixo de Henké. Este eixo penetra pela tuberosidade póstero-lateral do calcâneo e sai acima, pela porção medial do colo do tálus. É obliquo para cima, para frente e toma direcionamento medial (CALAIS-GERMAIN, 1992; KAPANDJI, 2000).

A abdução e adução da região anterior do pé acontecem no plano transversal. Tais movimentos podem ser confundidos ou aumentados com as rotações do quadril (SODERBERG, 1997).

Kapandji (2002) descreve que os movimentos de pronação e supinação não existem em estado puro. A pronação é o resultado da abdução, eversão e dorsiflexão. Pronação excessiva do pé causa pressão medial no joelho e achatamento do arco longitudinal, quando há sustentação de peso. A supinação inclui a inversão, a adução e a plantiflexão. A associação dos três movimentos ocorre devido às formas das superfícies ósseas e às orientações dos eixos de movimento (KENDALL et al., 1995; SODERBERG, 1997; KAPANDJI, 2000).

Nas ações musculares integradas do grupo extrínseco, o grupo pré-tibial realiza a dorsiflexão, o compartimento lateral executa a eversão, os músculos posteriores fazem a plantiflexão. A inversão é feita pelo músculo tibial posterior, auxiliado pelo tibial anterior. Os músculos intrínsecos executam, em sua maioria, movimentos de deslizamentos entre as articulações do pé. Algumas ações específicas, como flexo-extensão falangeana e abdução e adução dos dedos, são realizadas pelos músculos correspondentes. Ainda assim é muito difícil executar movimentos isolados, em uma única articulação (CALAIS-GERMAIN, 1992; KENDALL et al., 1995).

## **Arcos plantares**

Os arcos plantares formam uma abóbada, na qual associa os elementos ósteo-articulares, musculares e ligamentares do pé de forma harmônica (KAPANDJI, 2000).

Consiste em uma lâmina flexível com modificações de curvatura e elasticidade, cujas funções são adaptar-se a diversos terrenos, amortecer choques durante processos dinâmicos e transmitir a carga ao chão em boas condições mecânicas (KAPANDJI, 2000).

As alterações que acentuam ou diminuem suas curvaturas repercutem diretamente no apoio ao chão e alteram a corrida, a marcha ou o simples fato de ficar em pé (CALAIS-GERMAIN, 1992; KAPANDJI, 2000).

O peso corpóreo é transmitido ao pé, vindo da tíbia e fíbula, para o tálus. Em seguida é redirecionado em direção pósterio-inferior para o calcâneo e em direção antero-inferior para as cabeças dos metatarsos e para ossos sesamóides do primeiro dedo (MOORE, 1998).

Segundo Calais-Germain (1992), o peso freqüentemente distribui-se em três pontos: tuberosidades posteriores do calcâneo e cabeças do primeiro e quinto metatarsos. Esta teoria é corroborada por Kapandji (2000), que afirma serem estes os principais pontos de apoio da abóbada plantar. Deste modo, as forças divergem em apoio ântero-medial, ântero-lateral e posterior, geralmente correspondendo a 50% para o calcâneo, 35% para o primeiro metatarso e 15% para o quinto metatarso.

Entre as áreas de sustentação de peso, estão os arcos relativamente elásticos do pé, que se achatam ligeiramente com o peso corporal quando em postura ortostática, mas reassumem sua curvatura assim que o peso é removido (MOORE, 1998).

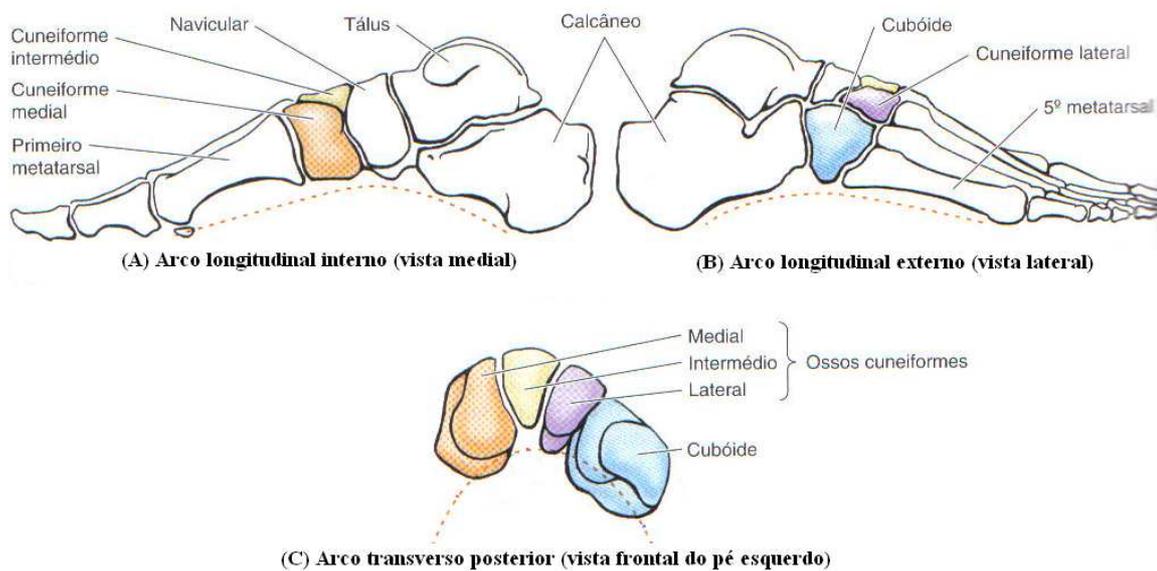
A integridade dos arcos ósseos do pé é mantida pela força dos ligamentos plantares, em especial os ligamentos calcaneonavicular plantar, o plantar longo e curto, pela aponeurose plantar e pela ação muscular (MOORE, 1998).

A estrutura é composta por dois arcos longitudinais, interno e externo, e dois arcos metatarsais transversos, anterior e posterior, sendo mantida por tensores ligamentares e musculares (CALAIS-GERMAIN, 1992; KENDALL et al., 1995).

Conforme a figura 7, o arco longitudinal interno é o mais relevante tanto no plano estático quanto no dinâmico, por ser o mais longo e alto, além de exercer maior suporte às alterações mecânicas sofridas pelo pé. Os componentes ósseos deste arco são tálus, calcâneo, cuneiformes e os três metatarsos mediais. Os ligamentos talocalcâneo interósseo, calcaneonavicular plantar, cuneonavicular e cuneometatárseo plantar suportam a região medial. Fazem parte do grupo muscular do arco interno o abductor do hálux, tibial posterior,

fibular longo e flexor longo do hálux (CALAIS-GERMAIN, 1992; KENDALL et al., 1995; SODERBERG, 1997; KAPANDJI, 2000).

Lateralmente, o arco longitudinal externo é visível no esqueleto humano, mas é preenchido por partes moles e tende a ser obliterado na sustentação de peso. É formado pelo calcâneo, cubóide, quarto e quinto metatarsos. A estrutura ligamentar é composta pelos dois ligamentos calcaneocubóideos plantares, sendo o ligamento plantar longo o mais potente. Os músculos atuantes neste arco são o fibular curto e fibular longo (CALAIS-GERMAIN, 1992; KENDALL et al., 1995).



**Figura 7:** Arcos plantares

Fonte: Modificado de Moore & Agur, 1998.

Quando há acentuação dos arcos longitudinais, as cabeças dos metatarsos estão baixas em relação ao retropé e acontece um encurtamento anormal das partes moles na face plantar, causado por retração dos ligamentos, por contratura dos músculos ou por insuficiência dos flexores do tornozelo. A esta condição, a literatura costuma classificar como *pé cavo* e gera menor área de contato com a superfície (KAPANDJI, 2000). Entretanto, a diferença entre arco plantar normal ou exacerbado é algo ainda subjetivo.

O oposto acontece no chamado *pé plano*, onde o aplainamento da curvatura longitudinal plantar pode ser conseqüência da insuficiência das formações ligamentares e musculares, tônus muscular aumentado ou por deformidade postural em rotação interna de quadril e torção tíbio-femoral. Quando esta condição desaparece ao retirar a carga, diz-se que o pé plano é flexível, ou seja, há poucas contraturas de tecidos moles e alterações ósseas

mínimas. Porém, mesmo ao remover a carga o arco plantar não se restabelece, tem-se o pé plano rígido. Além do desabamento do arco, o tálus também vai para baixo e o calcâneo fica em valgo (KAPANDJI, 2000; MAGEE, 2002).

Os arcos transversos estendem-se de lado a lado. Os metatarsos formam uma convexidade superiormente, permitindo que os ossos atuem como um feixe direcional para suportar o peso (CALAIS-GERMAIN, 1992).

O arco transversal anterior está situado entre as cabeças dos metatarsos, sendo o mais curto e baixo, ao passo que o posterior encontra-se nas bases. O arco posterior é mais alto medial do que lateralmente, devido à disposição do navicular em relação ao cubóide. Os músculos atuantes são: adutor do hálux (porção transversa), fibular longo e tibial posterior no retropé. O tendão do músculo fibular longo ajuda a manter a curvatura do arco transversal, pois cruza o pé obliquamente. Os ligamentos interósseos unem os espaços entre os metatarsos (CALAIS-GERMAIN, 1992; KENDALL et al., 1995; SODERBERG, 1997; KAPANDJI, 2000).

### **Índice do arco plantar**

A mecânica funcional do pé humano é influenciada pela estrutura da extremidade distal do membro inferior, particularmente pela altura do arco longitudinal interno, cuja configuração é determinada pela idade, por fatores genéticos e ambientais. O arco interno é usualmente desenvolvido na fase final da infância devido à perda da gordura subcutânea e pela redução da frouxidão ligamentar nas articulações que normalmente ocorrem durante o crescimento (STAHELI; CHEW; COBERTT, 1987; McCRORY et al., 1997).

De acordo com Manfio et al. (2001), dentre os mais diferentes métodos para análise da distribuição da pressão plantar, um dos mais comuns é o índice do arco. Cavanagh e Rodgers (1987) já alertavam das dificuldades em elaborar procedimento eficaz para medir a altura do arco plantar medial. A intenção da pesquisa de Staheli, Chew e Cobertt. (1987), que envolveu 882 pés de crianças e adultos, foi desenvolver um método simples e reprodutível de avaliação do arco interno.

A impressão do pé era feita em papel usando tinta na face plantar. Posteriormente, para o cálculo do índice do arco, uma reta horizontal foi traçada na metade do istmo plantar (reta A), outra na metade da impressão do calcâneo (reta B). Divide-se o valor, em centímetros, da reta A por B, encontrando o escore do índice (STAHELI; CHEW; COBERTT, 1987).

Ribeiro et al. (2006) modificaram apenas o protocolo para obtenção do índice, usando a fotopodoscopia ao invés da impressão plantar, sendo possível ainda realizar através de sistemas de baropodometria. Para padronizar as medidas das retas A e B, traçou-se uma reta longitudinal (reta L) da cabeça do segundo metatarso até o calcâneo (figura 8). A metade da reta L corresponde ao istmo do médio-pé; a sexta parte da reta longitudinal indica a metade do calcâneo (STAHელი; CHEW; COBERTT, 1987; RIBEIRO et al., 2006).



**Figura 8:** Índice do arco plantar: razão entre os valores das retas A e B

Fonte: Ribeiro et al., 2006.

Consideram-se valores normais de índice do arco entre 0,3 e 1. Índices acima de 1 significa maior impressão do médio-pé em relação ao calcâneo, ou seja, há uma queda do arco interno e aplainamento do pé. Índice abaixo de 0,3 indica elevação do arco medial, pois o istmo plantar no médio-pé exerce pouco ou nenhum contato com o solo (STAHელი; CHEW; COBERTT, 1987). McCrory et al. (1997) observaram correlação invertida entre a altura do osso navicular e o índice do arco.

Segundo Staheli, Chew e Cobertt (1987), fraturas por estresse são menos frequentes em indivíduos com baixo índice, indicando maior prevalência nos sujeitos com pé plano.

### **Distribuição das pressões e deformações estáticas dos arcos plantares**

De acordo com Knapandji (2000), o peso do corpo, transmitido cranialmente para o membro inferior, é exercido sobre a porção posterior do tarso no nível do tálus através da

articulação túbio-társica. A partir daí, as forças se distribuem nas três direções dos arcos plantares.

No arco longitudinal interno, as tuberosidades posteriores do calcâneo descem, o tálus recua sobre o calcâneo, o navicular ascende sobre a cabeça do tálus, as articulações que envolvem os cuneiformes se entreabrem para baixo, o calcanhar retrocede e os sesamóides avançam ligeiramente (KAPANDJI, 2000).

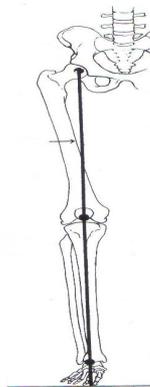
Na face externa, o cubóide cai, as articulações calcâneo-cubóide e cubóide-metatarsiana entreabrem-se para baixo, o calcanhar também recua e a cabeça do quinto metatarso avança (KAPANDJI, 2000).

Em relação ao arco transversal anterior, este se aplaina e se expande dos dois lados do segundo metatarso, enquanto a parte anterior do pé se alarga. Na região posterior, a curvatura diminui no nível do navicular aos cuneiformes (KAPANDJI, 2000).

Na posição estática, ocorre ainda o deslocamento para dentro da cabeça do tálus e o eixo anterior fica direcionado para fora. Com a carga, o retropé gira em pronação e ligeira extensão. Este fenômeno é bem aparente no pé plano valgo (KAPANDJI, 2000).

### 3.5 EIXO MECÂNICO DO MEMBRO INFERIOR

O eixo mecânico do membro inferior em posição anatômica abrange os três segmentos articulares (figura 9). Observando este eixo em vista anterior, a disposição articular e suas orientações são os aspectos mais relevantes durante a avaliação. No alinhamento ideal, os centros do quadril, joelho e tornozelo são colineares, além do posicionamento da patela entre os côndilos femorais (PALEY; TETSWORTH, 1992; KENDALL et al., 1995; KAPANDJI, 2000).



**Figura 9:** Eixo mecânico do membro inferior

Fonte: Kendall et al., 1995.

O eixo não é totalmente vertical. Na verdade, ele faz um ângulo de 3° com a linha vertical na postura ortostática e apoio bipodal. O fato dos quadris estarem mais separados entre si que os tornozelos faz com que o eixo mecânico do membro inferior seja ligeiramente oblíquo para baixo e para dentro, explicando a discreta angulação. No apoio unipodal, há um maior afastamento deste ângulo (CALAIS-GERMAIN, 1992; KAPANDJI, 2000).

Cada segmento tem uma inclinação anatômica em relação ao eixo mecânico. Na tíbia, o eixo anatômico e mecânico são os mesmos. Na articulação do tornozelo, o teto da articulação tibiotársica é perpendicular ao eixo mecânico da tíbia. Porém o eixo mecânico confunde-se com o do esqueleto humano na coxa. A orientação do corpo do fêmur forma um ângulo de 6° em relação à linha vertical, contra 3° do eixo mecânico (PALEY; TETSWORTH, 1992; KAPANDJI, 2000).

Em condições normais, o eixo mecânico distribui a carga de maneira uniforme nos compartimentos medial e lateral. Na presença de genu varo, o eixo está desviado medialmente. Em caso de genu valgo, o eixo está desviado lateralmente em relação ao centro do joelho. Em qualquer situação há aumento da pressão sobre um compartimento pelo qual passa o eixo mecânico (BERTOL; BORGES, 2004).

Deformidades no plano frontal geram alterações no eixo mecânico, que inicialmente afetam os joelhos, mas que também têm efeitos no quadril, tornozelo e na articulação subtalar. Quando uma das estruturas está alterada, as demais também ficam comprometidas (PALEY; TETSWORTH, 1992).

### 3.6 LESÕES POR *OVERTRAINING*

Um dos principais objetivos do treinamento esportivo é melhorar o desempenho corporal. Entretanto, existe uma linha tênue entre o desempenho ótimo e a diminuição do rendimento ocasionado pelo excesso de exercício, internacionalmente conhecido como *overtraining* (CUNHA; RIBEIRO; OLIVEIRA, 2006).

Segundo a *American Orthopaedic Society for Sports Medicine*, as lesões pelo *overtraining* são decorrentes de exposições crônicas ao estresse em tecidos normais, gerando microtraumas de repetição nos tendões, ossos e articulações (AOSSM, 2008).

Em atletas, sessões pesadas de treino, aumento súbito do volume de exercício, períodos curtos de recuperação e intervalo reduzido entre as competições são fatores que contribuem para a deterioração física (GARRICK; WEBB, 2001). O calçado inadequado e a

superfície da prática do esporte também são considerados fatores extrínsecos para o desenvolvimento de quadros patológicos (BOURDONCLE, 2001).

O processo se inicia quando a homeostase tecidual é perdida, ou seja, há uma maior atividade de reabsorção do que de depósito, resultando em degeneração e perda da integridade da matriz celular (SAFRAN et al., 2002). Apesar da boa capacidade de adaptação do corpo ao estresse físico, o processo de remodelamento torna-se deficitário frente ao desgaste da estrutura. A reparação tecidual já não funciona de forma adequada e a resposta inflamatória é ineficaz (GARRICK; WEBB, 2001).

Nos estágios iniciais, essas lesões tendem a ser ignoradas tanto pelos atletas quando pelos profissionais de saúde por não serem incapacitantes de imediato. No entanto se a demanda de exercícios aumenta, fato comum nos programas de treinamento esportivo, pequenos traumatismos se acumulam e podem não ser solucionados pelo organismo (GARRICK; WEBB, 2001).

Posteriormente os eventos tornam-se sintomáticos ou afetam substancialmente a função do segmento. Ambos contribuem para o decréscimo na performance esportiva (SAFRAN et al., 1998).

As mais frequentes afecções biomecânicas são as tendinites, as bursites, degeneração de cartilagem e as fraturas por estresse. As articulações usualmente envolvidas são: o joelho, o tornozelo, o pé, o quadril e, em menor escala, o cotovelo. Devido às características de suporte de peso constante contra a ação gravitacional e pelas forças reacionais do solo, os membros inferiores são os mais afetados. (SODERBERG, 1997; SAFRAN et al., 1998).

As fraturas por estresse merecem maior destaque, pois são bastante comuns no âmbito esportivo. Com o exercício extenuante, o osso passa a receber demandas diferentes, modificando a estrutura para acomodar a nova exigência. Como o osso é mais inerte que o músculo, as adaptações demoram (GARRICK; WEBB, 2001).

O osso recém-estressado se enfraquece primeiro para depois se fortalecer, tendo um equilíbrio das atividades osteoclásticas, de reabsorção, e osteoblásticas, de depósito. No momento em que há desestabilização deste processo ocorrem fraturas. Em atletas de futebol, os locais mais comuns são os metatarsos (GARRICK; WEBB, 2001).

Geralmente o diagnóstico das lesões por *overtraining* é feito pela história clínica e pelo exame físico. Em alguns casos são necessários exames de imagem para maior precisão. É imprescindível que os profissionais envolvidos na reabilitação tenham conhecimento da modalidade, bem como do comportamento cinesiológico do atleta (CUNHA et al., 2006).

Quanto ao tratamento, diversos autores concordam com o repouso relativo e a diminuição da atividade. A prevenção inclui o treino programado e o bom senso, respeitando os limites do corpo (AOSSM, 2008; GARRICK; WEBB, 2001; CUNHA et al., 2006).

Smith et al. (2004) relataram um caso de jogador profissional de futebol apresentando lesão por *overtraining* no tendão calcâneo há dois anos, e observou uma pronação excessiva da articulação subtalar. Este atleta foi submetido à intervenção ortótica e repouso, tendo redução significativa dos sintomas e melhora da função.

Os autores sugerem o uso de órteses para tratamento de lesões por excesso de exercícios em membros inferiores, que afetam quase 50% dos praticantes de futebol (SMITH et al., 2004; CUNHA et al., 2006).

Dvorak e Junge (2000) citam que alterações biomecânicas, como valgo ou varo de joelhos, aumentam o risco de microtraumas provocados pelo exagero nos treinos. São recomendados programas de intervenção no intuito de diminuir a prevalência de lesões.

A repetição crônica do gesto esportivo, induzindo as afecções por *overtraining* nos atletas, pode modificar os eixos de movimento articular e o equilíbrio muscular, que resultam em danos para a postura, como pernas arqueadas, diferença de comprimento de membros inferiores e aumento dos arcos plantares no pé (BARAÚNA et al., 2006; AOSSM, 2008).

### 3.7 FOTOGRAMETRIA COMPUTADORIZADA

Os primeiros estudos que usavam a fotografia para analisar qualitativamente o corpo humano foram descritos na época da guerra civil americana, em meados do século XIX (EGE et al., 2004). Com o advento da tecnologia, a fotogrametria digital vem sendo considerada uma alternativa para avaliação quantitativa dos desvios do corpo, podendo ser utilizadas para medidas lineares e angulares (SACCO et al., 2007).

Segundo a *American Society for Photogrammetry and Remote Sensing*, o conceito de fotogrametria envolve a arte, ciência e tecnologia de obtenção de informações confiáveis sobre objetos físicos e o ambiente por meio de processos de gravação, medição e interpretação de imagens fotográficas. Ela possibilita, portanto, o registro de mudanças sutis, difíceis de serem mensuradas por outros meios (IUNES et al., 2005).

O termo “fotogrametria” é derivado do grego e significa a aplicação de medidas às imagens fotográficas, de modo que o objeto possa ser mensurado. Na área diagnóstica, a biofotogrametria, como também é chamada, tem intenção de obter medidas do corpo ou de

partes dele, usando imagens do plano frontal e sagital para definir espaços elípticos de cada segmento (RICIERI, 2000; IUNES et al., 2005; BAUER et al., 2007).

A fotogrametria computadorizada representa a união entre a fotografia digital com softwares que permitem a mensuração de ângulos, distâncias horizontais e verticais para finalidades diversas. As avaliações angulares ou lineares exigem apenas duas dimensões e podem ser obtidas através da definição de escalas (YOUNG, 2002; HOCHMAN; NAHAS; FERREIRA, 2005; SACCO et al., 2007).

Nos seres humanos, é uma forma de cinematria ou antropometria indireta, capaz de obter medidas de regiões e ângulos corporais a partir da demarcação de pontos anatômicos previamente definidos com fitas auto-adesivas ou marcadores de isopor, da captação da foto e de sua análise computacional (HOCHMAN; NAHAS; FERREIRA, 2005; SACCO et al., 2007).

Para que o cálculo real das estruturas seja conhecido, é necessário estabelecer uma escala a partir de quaisquer objetos ou pontos cujas dimensões são conhecidas para servir de referência na determinação de medidas fidedignas das fotografias (SACCO et al., 2007). Assim, a biofotogrametria é baseada em modelos matemáticos, que transformam pontos de uma imagem em eixos e coordenada cartesiana, possibilitando a quantificação angular e linear (BARAÚNA et al. 2006).

A capacidade de obter informações desta maneira permite analisar e interpretar as imagens sem a necessidade de tocar o indivíduo. Além de acarretar menos incômodo ao sujeito, é possível realizar avaliações posteriores em local e condições mais adequadas (EGE et al., 2004; HOCHMAN; NAHAS; FERREIRA, 2005).

A delimitação de referências ósseas, articulares, planos, eixos e regiões do corpo são essenciais para a operacionalização da pesquisa e análise dos dados por meio da fotogrametria, devendo ser feita antes da captação da imagem, preferencialmente. Para garantir a credibilidade dos resultados, as demarcações corretas dependem de excelente técnica em anatomia palpatória por parte do avaliador (RICIERI, 2000; BARAÚNA et al. 2006;).

Com essa ferramenta, é possível construir diagnóstico e estabelecer prognóstico, além de ter a capacidade de provar clinicamente, em associação com outros parâmetros, resultados terapêuticos (RICIERI, 2000; EGE et al., 2004).

Vários protocolos de posicionamento dos pacientes para fotogrametria têm sido desenvolvidos nos últimos anos destinados a melhorar a precisão nas avaliações (LIU et al., 2003).

Como cuidados metodológicos, destacam-se a manutenção da mesma distância da câmera e o sujeito a ser avaliado, a demarcação do local para o posicionamento do voluntário, a iluminação do ambiente de avaliação, a adoção de um fundo fotográfico uniforme e opaco para evitar reflexos e o uso de tripé de altura e nivelamento ajustáveis. A câmera, se digital, deve ter no mínimo três megapixels para o registro de grandes áreas e a lente deve ser calibrada automaticamente para eventuais distorções óticas (IUNES et al., 2005; HOCHMAN; NAHAS; FERREIRA, 2005; YOUNG, 2002).

Ao transportar a imagem para o *software* de análise, ela pode ser ampliada, permitindo a nítida visualização dos limites das estruturas, atingindo valores na ordem centesimal, o que aumenta a precisão na interpretação objetiva das medidas (HOCHMAN et al., 2005; IUNES et al., 2005).

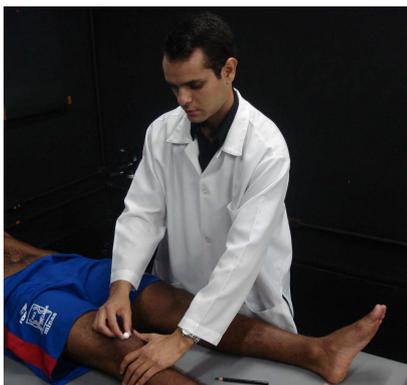
O fácil acesso aos equipamentos básicos e o domínio das técnicas por parte dos profissionais contribuíram para o crescimento popular deste tipo de avaliação. O manuseio não tem como prerrogativa um conhecimento aprofundado em computação gráfica. Outras vantagens da fotogrametria computadorizada são os baixos custos de alguns sistemas, a precisão e reprodutibilidade dos resultados (EGE et al., 2004; HOCHMAN et al., 2005; RICIERI, 2000; IUNES et al., 2005).

Alguns modelos de software para fotogrametria são o Imagetool, ALCImage e o Corel Draw. Recentemente foi lançado o *Software para Avaliação Postural* (SAPO), um programa gratuito e de manipulação simples, desenvolvido com o financiamento de pesquisa nacional com fundamentação científica, base de dados e disponibilidade no portal da internet <http://sapo.incubadora.fapesp.br> (FERREIRA, 2006; SACCO et al., 2007).

O SAPO foi criado por uma equipe multidisciplinar, composta por fisioterapeutas, físicos, engenheiros e profissionais de educação física (FERREIRA, 2006).

De acordo com seus idealizadores, o SAPO não pretende substituir exames, como raios-X ou análise dinâmica da marcha. Mas pode ser utilizado por um profissional habilitado como uma ferramenta auxiliar na avaliação do indivíduo (PORTAL DO SOFTWARE PARA AVALIAÇÃO POSTURAL, 2008).

Para avaliações posturais em geral, o SAPO dispõe de um tutorial sugestivo (figura 10), porém cada avaliador pode criar seu próprio protocolo bem como direcionar as análises para determinados segmentos corporais (FERREIRA, 2006).



**Figura 10:** Localização do centro da patela, segundo tutorial do SAPO.

Fonte: o autor, 2008.

Como os demais programas de fotogrametria, o software fundamenta-se na digitalização de pontos espacialmente definidos, que possibilita funções diversas tais como a calibração da imagem, utilização de zoom, marcação livre de pontos, medição de distâncias e de ângulos corporais (FERREIRA, 2006; BRAZ; GOES; CARVALHO, 2008).

### 3.8 BAROPODOMETRIA

Analisar a sobrecarga exercida sobre os pés constitui importante ferramenta clínica para compreender algumas implicações estruturais e funcionais ao corpo humano (FILIPPIN et al., 2007).

As superfícies plantares são as únicas partes do indivíduo em contato com o solo durante a locomoção bipodal e a manutenção da postura ortostática. A energia atuante nos pés é constantemente dissipada e retorna para o sistema músculo-esquelético (FIOLKOWSK et al., 2005).

Em processos dinâmicos, os pés são capazes de adaptar-se a uma variedade de condições, incluindo a velocidade e a sua colocação no solo. Na posição ortostática, esses ajustes são menos frequentes (FIOLKOWSK et al., 2005).

Inúmeros receptores localizados nas cápsulas e ligamentos mandam informações sobre a tensão das articulações do pé, contribuindo para a noção de posicionamento do segmento. Os mecanorreceptores da pele podem indicar a pressão e sobrecarga, colaborando para a manutenção da posição mais confortável para os pés (FIOLKOWSK et al., 2005).

A documentação objetiva das pressões nos pés é fundamental para a atuação científica no que tange a prevenção e tratamento de lesões músculo-esqueléticas. É importante, portanto, ter um instrumento confiável para avaliar as disfunções podais e suas relações com

os outros segmentos do corpo, de modo que haja compreensão das influências posturais sobre os pés e vice-versa (OLIVEIRA et al., 1998).

Paley e Tetsworth (1992) enfatizaram que as deformidades no plano frontal, tais como o varismo no joelho, podem afetar todo o eixo mecânico do membro inferior, repercutindo inclusive na conformação da articulação subtalar e na adequação do pé ao solo.

A baropodometria analisa a distribuição da pressão plantar de forma qualitativa e quantitativa, visando mensurar e comparar pressões desenvolvidas em diferentes pontos do pé, assimetria de descarga de peso e as área de contato do pé com o solo, tanto na forma estática quanto dinâmica (RIGUETO, 2005).

Os estudos primórdios desta técnica são do fim do século XIX, quando surgiram os primeiros registros sobre análises do contato do pé no solo, utilizando sensores piezoelétricos aderidos à planta dos pés. Somente no fim da década de 80, no entanto, a tecnologia evoluiu e tornou-se disponível comercialmente, com maior exploração e confiabilidade dos dados (RIGUETO, 2005).

Diferentes sistemas foram descritos para essa finalidade, como o podoscópio, *transducer* e o *pressure stat*. Atualmente aparelhos computadorizados, como o sistema F-Scan / F-Mat da Tekscan Incorporation<sup>®</sup>, são os mais indicados.

Os componentes típicos desses instrumentos de mensuração de pressão plantar são basicamente os sensores perpendiculares distribuídos em uma plataforma ou palmilha e um computador de aquisição e armazenamento dos dados, operando em tempo real (ORLIN; McPOIL, 2000).

O sistema permite selecionar a área na planta do pé que será monitorada. De acordo com o interesse do pesquisador, são conhecidos os valores objetivos da distribuição segmentar no retopé, médio-pé e antepé, do deslocamento do centro de pressão e das forças verticais (OLIVEIRA et al., 1998).

A pressão também pode ser analisada de forma qualitativa. No momento da avaliação, são fornecidas imagens da morfologia dos pés e, através de uma escala de cores, é possível identificar áreas de maior pressão, sendo que áreas vermelhas são regiões de maior sobrecarga, as azuis de menor pressão e áreas em branco não sofrem influências pressóricas (OLIVEIRA et al., 1998).

No sistema F-Scan/F-Mat, são empregados dois instrumentos para situações diferentes, de acordo com a figura 11, sendo as palmilhas para condições dinâmicas, entre elas a marcha, corrida e saltos; e uma plataforma de pressão para mensurações estáticas (OLIVEIRA et al., 1998).

A palmilha (figura 11A) com os sensores é cortada de acordo com o tamanho do pé do sujeito para que se molde adequadamente no calçado. Cabos presos na perna do avaliado conectam a palmilha ao computador. As análises são feitas quando o sujeito está em movimento, mas os sensores são danificados rapidamente, não informam com precisão os problemas estruturais e a confiabilidade dos dados pode ser comprometida pelo calor, umidade e pelo próprio formato do calçado (OLIVEIRA et al., 1998).

As plataformas (figura 11B) são responsáveis pela avaliação estática da pressão plantar. A vantagem de usar a plataforma (sistema F-Mat) é que ela inclui um número significativamente maior de sensores, com alta resolução, posicionados paralelamente à área de suporte. São capazes de identificar problemas estruturais, já que o sujeito deve permanecer na mesma posição por certo tempo (OLIVEIRA et al., 1998; ORLIN; McPOIL, 2000).

O sensor *F-Mat* da plataforma é composto por 2.128 locais de percepção da pressão individual. Estes pontos sensíveis são chamados de células, estando acomodadas em linhas e colunas. A plataforma tem dimensões de 470 x 370 milímetros, com resolução de 1,4 sensor/cm<sup>2</sup> (TEKSCAN INCORPORATION, 2008).

Alguns cuidados metodológicos durante a coleta de dados são fundamentais para que oscilações não interfiram nas medidas estáticas: ficar imóvel em cima da plataforma durante o tempo de coleta, com os braços ao longo do corpo e olhar para um ponto fixo na altura dos olhos (FILIPPIN et al., 2007).

Filippin et al. (2007), ao avaliar crianças obesas e eutróficas, utilizaram o protocolo de coleta com 10 segundos sobre a plataforma. Este tempo é suficiente para aquisição dos dados sem que os membros inferiores sofram influência da fadiga muscular por permanecer estático.

(A) Palmilha do sistema F-Scan

Avaliação dinâmica



(B) Plataforma F-Mat

Avaliação estática



**Figura 11:** Palmilha e plataforma de pressão

Fonte: Tekscan Incorporation<sup>®</sup> (2008).

O número de sensores estimulados durante a coleta viabiliza o cálculo da superfície de contato dos pés. O computador reconhece os sensores excitados e os relacionam com o total de sensores existentes na plataforma (RIGUETO, 2005).

Para que o sistema permaneça calibrado, é necessário identificar a massa corporal total do indivíduo de modo que o software interprete com precisão as forças captadas pelos sensores. O conhecimento do peso corporal torna possível calcular a pressão exercida sobre o aparelho (RIGUETO, 2005).

Não está claro a influência da massa corporal sobre a pressão nos pés. Cavanagh et al. (1997) apontam que talvez o que influencie a magnitude da pressão não seja diretamente a massa corporal, mas sim a estrutura esquelética, a variação da anatomia óssea, o padrão do apoio e os arcos plantares.

Os principais dados da baropodometria são as superfícies de contato do pé, em centímetros quadrados ( $\text{cm}^2$ ), a força de reação do solo, em quilograma-força (Kgf), e a pressão, que pode ser calculada em Newtons (N) ou em kilogramas por centímetro quadrado ( $\text{Kg}/\text{cm}^2$ ). O pico de pressão é o ponto de maior carga exercida em uma determinada região. No caso das áreas serem analisadas separadamente, cada região terá um pico (OLIVEIRA et al., 1998).

A *pressão* representa a razão entre força sobre a superfície de contato ou área. Como o calcâneo e as cabeças dos metatarsos são superfícies relativamente menores em relação ao resto do pé, os picos de pressão tendem a surgir nesses locais (ORLIN; McPOIL, 2000).

Filippin et al. (2007) destacam que o antepé é composto de pequenos ossos com menor capacidade de dissipar ou redistribuir forças associadas ao suporte de peso e às tarefas dinâmicas, tendo, portanto, maiores riscos de fraturas por estresse.

Sujeitos com elevação excessiva do arco longitudinal medial e conseqüente redução da superfície de contato tendem a aumentar o pico de pressão total, pois há pouca pressão no médio-pé e pressões exacerbadas no calcâneo e metatarsos. Poucos estudos quantitativos examinam a influência clínica do aumento do arco plantar medial e a predisposição às lesões por *overtraining* (BURNS et al., 2005; CAVANAGH et al., 1997).

A mecânica individual nos segmentos do corpo é advinda da funcionalidade e de possíveis locais de sobrecarga exercidos durante as atividades diárias. Portanto é inútil estipular valores referenciais para picos de pressão (RIGUETO, 2005).

Contudo, quando os valores são atípicos comparativamente, as informações podem ser usadas para modificar o calçado, adaptar órteses e estabelecer programa de exercícios (ORLIN; McPOIL, 2000).

Elevado pico de pressão tem sido associado com lesões teciduais e fatores estruturais. No futebol, diferentes movimentos específicos do esporte têm influência na distribuição das pressões. Fraturas por estresse nos metatarsos são problemas comuns tanto em atletas profissionais quanto nos amadores. A condição do campo também é considerada fator extrínseco para mudanças dos padrões biomecânicos (EILS et al., 2004).

## 4 CASUÍSTICA E MÉTODOS

### 4.1 AMOSTRA

Trata-se de um estudo com caráter transversal (PEREIRA, 1995) composto por 121 indivíduos do sexo masculino entre 18 e 30 anos divididos em dois grupos: jogadores de futebol – JF (n=50) e grupo controle – GC (n=71), totalizando 242 membros inferiores analisados.

O grupo JF foi formado por atletas provenientes de equipes profissionais e universitárias do Distrito Federal. Dos clubes profissionais, foram recrutados jogadores do Brazlândia Esporte Clube e do Esporte Clube Dom Pedro II. Entre as equipes universitárias, participaram parte do elenco da Universidade Católica de Brasília (UCB), da Faculdade Santa Terezinha (FAST) e da União Pioneira de Integração Social (UPIS).

Todos os integrantes atuavam no esporte de forma sistemática e usufruíam de vantagens financeiras relacionadas à prática, sejam elas salariais ou por concessão de bolsa-atleta, justificando a escolha destes para a composição da amostra. O recrutamento do grupo JF deu-se através de ligações telefônicas para os supervisores responsáveis pelas equipes e por meio de carta institucional (Apêndice 1).

O GC foi constituído por uma amostra de conveniência, na qual 71 indivíduos não praticantes de futebol, entre estudantes universitários e funcionários da UCB, foram convidados verbalmente a participar da pesquisa. Para caracterizar os níveis de atividade física da amostra, estes voluntários responderam ao Questionário de Baecke (BAECKE; BUREMA; FRIJTERS, 1982), validado para homens adultos por Florindo e Latorre (2003) no Brasil (Anexo A), com o propósito de comparar com o grau de exercício físico dos jogadores.

Após breve explicação sobre o estudo, todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice 2), conforme resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, com a possibilidade de desistência durante qualquer fase do experimento.

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UCB, sob Ofício CEP/UCB nº 177/2007 (Anexo B), sem restrições ao protocolo utilizado.

#### 4.2 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO

- JF: ser atleta de futebol; estar em atividade de forma sistematizada por pelo menos três vezes por semana; ter no mínimo três anos de prática; usufruir de benefícios financeiros (salário ou bolsa-atleta) advindos do esporte.
- GC: sedentários ou praticantes de outra modalidade esportiva sem vínculo profissional; responder adequadamente ao questionário de Baecke; ter entre 18 e 30 anos de idade.

#### 4.3 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO

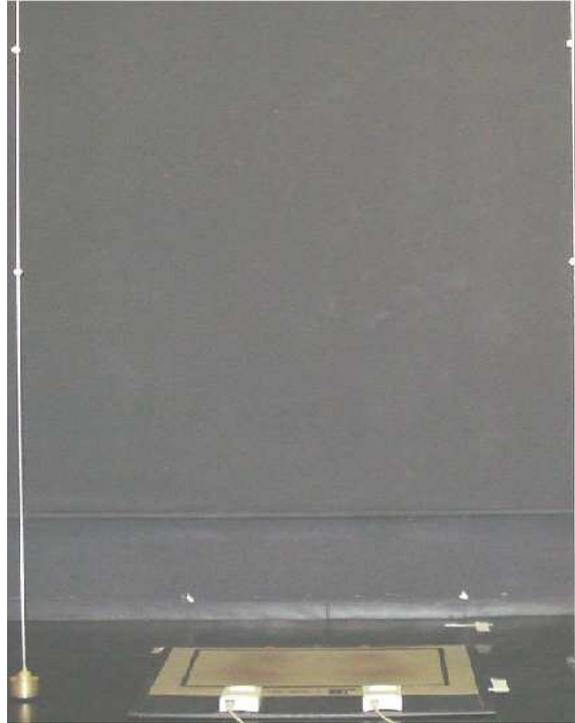
Atletas que fossem goleiros, devido às características específicas da posição; atletas amadores de futebol ou esporte similar; ter sofrido lesão de caráter traumato-ortopédico em membro inferior nos últimos três meses que comprometa as avaliações; malformações congênitas em membros inferiores; apresentar alteração de sensibilidade nos pés; ter índice de massa corpórea (IMC) igual ou superior a 31,6 ou inferior a 18,8 kg/m<sup>2</sup>, de acordo com Pontes, Souza e Lima (2006), que encontraram estes limites em um grupo de futebolistas não-profissionais.

#### 4.4 AMBIENTE DE AVALIAÇÃO

O estudo foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica da Universidade Católica de Brasília – UCB, no turno vespertino, em período compreendido entre dezembro de 2007 e março de 2008.

Com a finalidade de calibrar o ambiente de avaliação para a fotogrametria, foram fixados no teto do laboratório dois fios de prumo com 100 centímetros de distância entre eles. Cada fio recebeu ainda duas marcações, com as bolas de isopor de 4,5 centímetros de circunferência, a 50 centímetros de distância na linha vertical. As duas marcações superiores estavam a 1,50 metros do solo. As demarcações inferiores, conseqüentemente, permaneceram a 100 centímetros do piso.

A plataforma de baropodometria *F-Scan/F-Mat* System, da Tekscan Incorporation<sup>®</sup> encontrava-se entre os fios de prumo, como pode ser observado na figura 12. O sistema estava equipado com software versão 4.21 e sensor tipo plataforma F-Mat modelo 3100 (Tekscan, Inc., South Boston, MA), conectado a um computador modelo Pentium III.



**Figura 12:** Fios de prumo e plataforma F-Scan/F-Mat System.

A sala era bem iluminada, com fundo escuro e não reflexivo e contava com uma maca, dois computadores independentes, uma balança da marca *Filizola* devidamente calibrada, um estadiômetro padrão da marca *Seca* fixado na parede do laboratório e um tripé Manfrotto<sup>®</sup> modelo 3047.

#### 4.5 PROCEDIMENTOS E COLETA DE DADOS

Inicialmente os participantes preencheram a ficha de identificação e anamnese (Apêndice 3) elaborada pelos pesquisadores, contendo dados antropométricos individuais, dominância e um recordatório de dois anos para diagnóstico traumato-ortopédico em membros inferiores. O grupo JF indicava o tempo de prática esportiva, a posição tática e o clube de atuação. Além desta mesma ficha, o GC foi avaliado pelo questionário de Baecke em relação ao nível de atividade física (BAECKE et al., 1982).

Cada participante foi orientado a trajar somente short curto para facilitar as demarcações dos acidentes ósseos direcionados à medida do ângulo Q ( $\hat{A}Q$ ) e evitar interferências na mensuração da massa corporal total (MCT). Ao entrar no laboratório, esta última variável foi medida através da balança *Filizola* devidamente calibrada, com capacidade

máxima de 150 quilogramas (kg). Posteriormente, a estatura (EST) foi verificada pelo estadiômetro padrão, fixado à parede do laboratório e com resolução de 0,1 centímetros (cm).

O IMC foi automaticamente calculado no Software para Avaliação Postural (SAPO), versão 0.68 atualizada em julho de 2007, quando os dados de MCT e EST foram incluídos no programa por meio da fórmula  $IMC (kg/m^2) = MCT (kg) / EST^2 (m)$ . Esta mesma ferramenta, validada por Braz, Goes e Carvalho (2008) para medir ângulos corporais, serviu posteriormente para as avaliações do ÂQ dos joelhos, através de fotogrametria por digitalização e a emissão de um relatório.

Em seguida, para fins dos critérios de exclusão, a sensibilidade dos pés foi avaliada através da estesiometria. O participante deitava-se sobre uma maca, permanecendo em decúbito dorsal, com os pés descalços. O monofilamento de Semmes-Weinstein de 0,2 gramas, indicado para sensibilidade normal dos pés, era empregado.

Cada pé foi tocado de forma aleatória pelo instrumento por aproximadamente dois segundos nas regiões plantares do calcâneo, nas bordas medial e lateral do médio-pé, nas bases das falanges proximais do primeiro e quinto dedos, nas falanges distais do hálux, do terceiro e do quinto dedos por, no máximo, três vezes em cada ponto. O participante deveria relatar, ainda que de forma discreta, qualquer sensação tátil, o que indica integridade sensitiva. O sujeito era impedido de visualizar o teste, evitando a fraude do mesmo, sendo orientado a não olhar para o local de aplicação do estesiômetro.

Logo após, os indivíduos mantiveram-se em decúbito dorsal com o quadríceps relaxado a fim de demarcar o ponto médio da face anterior da patela, a tuberosidade da tíbia e a espinha ilíaca ântero-superior para obtenção do ÂQ (FRANCE; NESTER, 2001). Foram usados lápis dermatográfico e fita métrica para identificar o ponto médio patelar. A extensão da borda superior da patela era medida, encontrando assim a sua metade. A partir deste ponto, mediu-se o meio da distância até o ápice patelar, encontrando desta forma o ponto pretendido.

Para os demais pontos, o método de palpação seguiu os padrões estabelecidos por Hoppenfeld (2002), Kendall et al. (1995) e France e Nester (2001). Bolas de isopor de dimensões similares às descritas anteriormente foram empregadas para demarcação das estruturas e ficaram dispostas em ambos os lados nas regiões anatômicas determinantes do ÂQ direito (ÂQD) e esquerdo (ÂQE), como mostrado na figura 13. As bolas permaneceram fixadas com cola em bastão facilmente removível.



**Figura 13:** Demarcação dos pontos de ÂQ com participante em decúbito dorsal.

Posteriormente, o participante era orientado a levantar-se lentamente e posicionar-se entre os dois fios de prumo próximos à maca. A plataforma de baropodometria *F-Scan/F-Mat System*, da Tekscan Incorporation<sup>®</sup> ficou disposta entre os fios de prumo, de modo que, concomitantemente à captação da imagem da vista anterior do sujeito, fosse realizada a avaliação de pressão plantar estática.

O indivíduo subia na plataforma com ambos os pés, os quais eram posicionados pelo avaliador, de forma que houvesse correção da rotação do quadril. O segundo dedo, considerado a linha média do pé e eixo da articulação tibiotarsal (PIMENTA, 1993; HEBERT et al., 2003), era posicionado na mesma direção do calcâneo ipsilateral sem que este perdesse o contato com a plataforma para que não houvesse prejuízo na pressão exercida comumente pelo sujeito (figura 14).

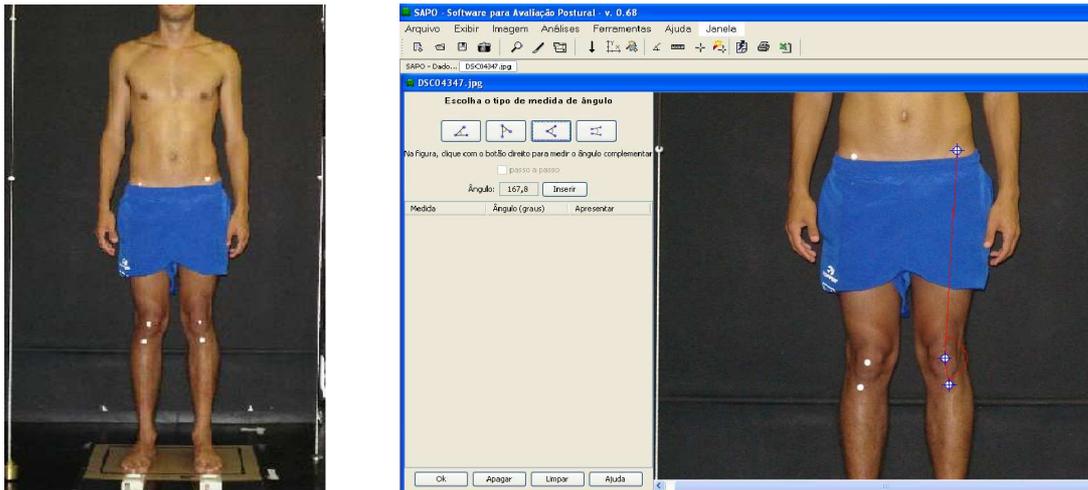
Conforme Herrington e Nester (2004), o segundo artelho encontrava-se perpendicular ao plano frontal para não influenciar a medida do ÂQ. Mantendo a postura ortostática e olhando para um ponto fixo localizado à frente ao nível da cabeça, a plataforma era calibrada de acordo com a MCT de cada sujeito.



**Figura 14:** Posicionamento dos pés na plataforma F-SCAN/F-MAT

Assim que a avaliação da pressão plantar era iniciada, realizava-se uma fotografia da vista anterior para análise do ÂQ dos joelhos pelo software mencionado (figura 15). Uma

câmera digital comum da marca Sony® modelo DSC-W35 de 7,2 megapixels de resolução e lente *Carl Zeiss Vario-Tessar*, ficou apoiada sobre o tripé Manfrotto® modelo 3047 com regulagem de altura e nivelamento, localizado a três metros de distância dos fios de prumo. A altura da lente da câmera era determinada pela metade da estatura do indivíduo a ser avaliado, procedimento adequado segundo o protocolo SAPO de fotogrametria.

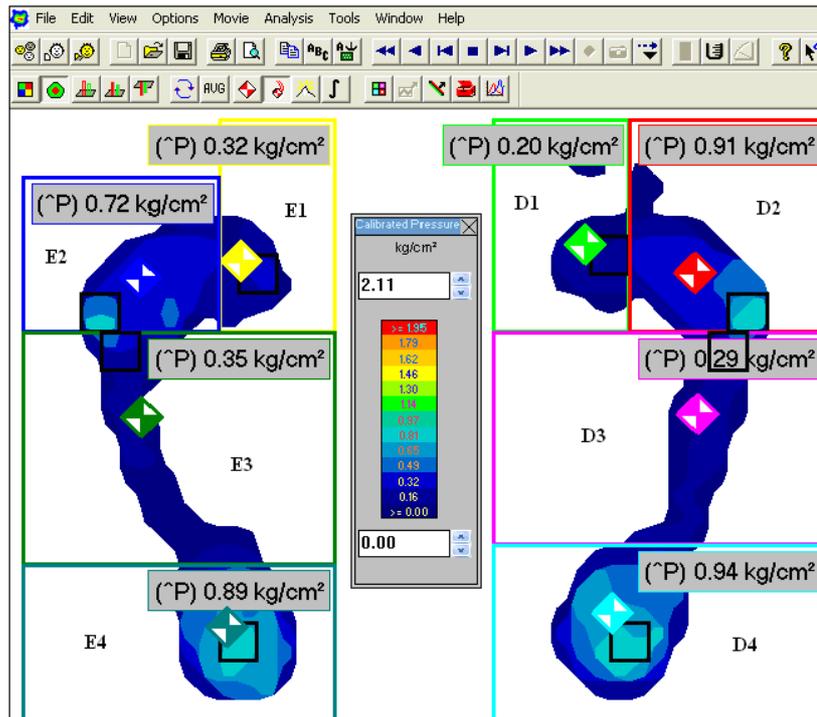


**Figura 15:** Imagem da vista anterior e análise do ÂQ esquerdo pelo SAPO concomitante com a pressão plantar.

Mesmo após a captação da imagem, o indivíduo permanecia sobre a plataforma, cujos parâmetros estabelecidos para medida foram de 10 segundos de leitura de pressão plantar, de acordo com Filippin et al. (2007), e a sensibilidade dos sensores (*noise threshold*) foi estabelecida em 3.

As seguintes variáveis foram consideradas para pressão estática: área de contato total ( $\text{cm}^2$ ); áreas de contato direita e esquerda ( $\text{cm}^2$ ); índice do arco direito e esquerdo, proposto por Staheli, Chew e Cobbett (1987); pico de pressão total ( $\text{kg}/\text{cm}^2$ ) e lateralidade do pico total; pico de pressão direito e esquerdo ( $\text{kg}/\text{cm}^2$ ); área no pé onde estaria o pico de pressão; distribuição das forças nas regiões medial e lateral do antepé, no médio-pé e no retro-pé de cada membro avaliado.

Desta forma, após a coleta, quatro áreas de interesse foram selecionadas para as análises de pressão plantar bilateralmente, em  $\text{kg}/\text{cm}^2$ . A área 1 foi composta pela região medial do antepé (D1 e E1), dividido a partir da linha do segundo dedo; a área 2 pela região lateral do antepé (D2 e E2); o médio-pé na área 3 (D3 e E3); e o calcâneo na área 4 (D4 e E4), de acordo com a figura 16.



**Figura 16:** Divisão dos pés em quatro áreas no programa FSCAN versão 4.21.

**Legenda:**

- D1: antepé direito face medial; D2: antepé direito face lateral;  
 D3: médio-pé direito; D4: retropé direito;  
 E1: antepé esquerdo face medial; E2: antepé esquerdo face lateral;  
 E3: médio-pé esquerdo; E4: retropé esquerdo.

#### 4.6 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Nas análises, foram realizados os seguintes procedimentos:

1 – Estatística descritiva para: dominância do membro inferior (DMI); posicionamento táctico do grupo JF; lateralidade do pico de pressão de ambos os grupos; e área do pico de pressão à direita e à esquerda;

2 – Teste t de *Student* para amostras independentes para comparar a idade, IMC, ÂQD, ÂQE, as variáveis da pressão plantar (D1 a D4 e E1 a E4, índice do arco, áreas de contato unilateral e total), entre os grupos JF e GC;

3 – Teste t pareado para variáveis do membro inferior direito e esquerdo dentro do mesmo grupo (ÂQ, picos de pressão das áreas segmentares dos pés, índice do arco, área de contato e pico de pressão);

4 – Coeficiente de correlação de *Pearson* entre  $\hat{A}QD$  e as áreas fracionadas do pé direito,  $\hat{A}QE$  e valores de pico nos segmentos do pé esquerdo, índice do arco e áreas de contato bilateralmente, nível de atividade física do grupo controle e pressões plantares;

5 – Análise de regressão linear com o intuito de quantificar a predição da área de contato do pé nos valores do índice do arco.

O tratamento estatístico foi feito no programa *Statistical Package for Social Science* (SPSS) versão 10.0 *for Windows* adotando  $p \leq 0,05$ .

## 5 RESULTADOS

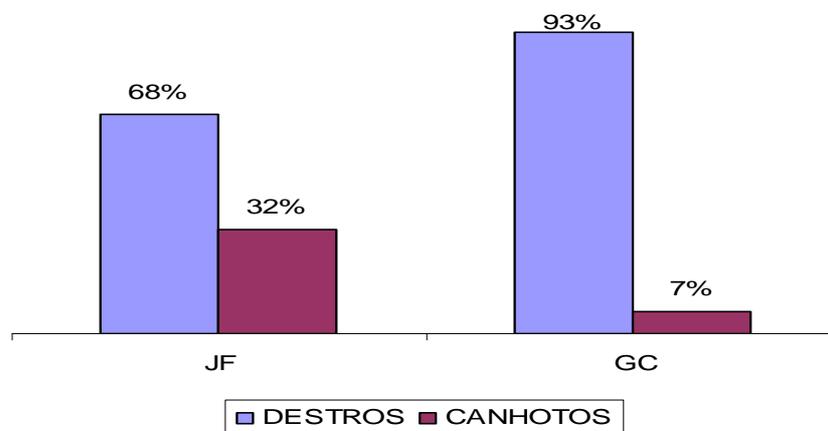
Inicialmente foram feitas análises exploratórias dos dados para identificar possíveis casos faltosos e o estudo da normalidade, no qual demonstrou que todas as variáveis tinham distribuição normal, com *skewness* entre -1 e 1, exceto a área medial do antepé esquerdo (E1) do grupo controle. Para as análises envolvendo este dado, foram usados testes não-paramétricos.

Na comparação entre os grupos, as análises não demonstraram diferença significativa nas variáveis idade [ $t(119)=-1,02$ ;  $p=0,31$ ], onde grupo JF apresentou média de  $23,74 \pm 3,24$  e o GC de  $24,32 \pm 2,58$  anos, e o índice de massa corporal (IMC) [ $t(119)=-0,73$ ;  $p=0,47$ ] na qual JF obteve  $23,82 \pm 2,26$  kg/m<sup>2</sup> de média e o GC  $24,19 \pm 3,31$ . Estes dados caracterizaram a homogeneidade da amostra (tabela 1).

**Tabela 1** – Caracterização da amostra por idade e IMC.

Variáveis	JF (n=50)	GC (n=71)	Valor t	Valor p
Idade (anos)	23,74 ± 3,24	24,32 ± 2,58	-1,02	0,31
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	23,82 ± 2,26	24,19 ± 3,31	-0,73	0,47

Com o intuito de verificar a dominância para membro inferior, os participantes foram questionados com qual pé eles chutariam uma bola com maior facilidade. No grupo JF, 34 indivíduos (68%) eram destros. Já no GC, 66 sujeitos (93%) tinham o membro inferior direito como dominante (gráfico 1).



**Gráfico 1:** Dominância para membro inferior em ambos os grupos.

O teste t para amostras independentes demonstrou que o valor de  $\hat{A}Q$  dos jogadores de futebol foi significativamente menor que o mensurado no grupo controle, em ambos os membros inferiores (tabela 2). Em relação ao  $\hat{A}Q$  direito ( $\hat{A}QD$ ), o grupo JF apresentou média de  $11,36^\circ \pm 1,78^\circ$  e o GC de  $13,80^\circ \pm 1,45^\circ$  [ $t(119)=-7,98$ ;  $p=0,001$ ]. Quanto ao  $\hat{A}Q$  esquerdo ( $\hat{A}QE$ ), JF teve média de  $11,03^\circ \pm 1,62^\circ$ , contra  $13,96^\circ \pm 1,37^\circ$  do GC [ $t(119)=-10,41$ ;  $p=0,001$ ].

**Tabela 2** – Comparação entre os grupos quanto ao  $\hat{A}Q$ , em graus.

Lateralidade	JF (n=50)	GC (n=71)	Valor t	Valor p
$\hat{A}QD$	$11,36 \pm 1,78^\circ$	$13,80 \pm 1,45^\circ$	-7,98	0,001*
$\hat{A}QE$	$11,03 \pm 1,62^\circ$	$13,96 \pm 1,37^\circ$	-10,41	0,001*

\* $p \leq 0,05$

Ao verificar os valores de ângulo Q e a dominância dos participantes do estudo, observou-se através do teste t independente que os indivíduos que se declararam destros tinham ângulo Q esquerdo significativamente maior que os canhotos [ $t(119)=3,10$ ;  $p=0,002$ ], com média de  $13,01^\circ$  contra  $11,52^\circ$  dos que tinham o membro inferior esquerdo como dominante. Não houve diferença estatisticamente significativa entre destros e canhotos na análise do ângulo Q direito (tabela 3).

**Tabela 3** – Comparação entre destros e canhotos da amostra em relação ao ângulo Q.

$\hat{A}Q$	Destros (n=100)	Canhotos (n=21)	t	p
$\hat{A}QD$	$12,92^\circ$	$12,19^\circ$	1,55	0,12
$\hat{A}QE$	$13,01^\circ$	$11,52^\circ$	3,10	0,002*

\* $p \leq 0,05$

O tempo de prática esportiva dos jogadores de futebol da amostra foi de  $12,22 \pm 4,10$  anos. A análise não demonstrou correlação entre o tempo de prática e os valores de ângulo Q (tabela 4). Desta forma, não se pode afirmar que os valores de ângulo Q sofrem variações ao longo da carreira do atleta.

**Tabela 4** – Correlação entre o tempo de prática esportiva dos jogadores de futebol e os valores do ângulo Q.

Ângulo Q	Tempo de Prática	
	Valor r	Valor p
ÂQD	0,22	0,12
ÂQE	0,07	0,61

Na análise dos picos de pressão em cada pé e o pico máximo englobando os valores de ambos os pés, os grupos não diferiram estatisticamente (tabela 5).

**Tabela 5** – Comparação dos picos de pressão por membro e pico máximo em kg/cm<sup>2</sup>.

Pico de Pressão	JF (n=50)	GC (n=71)	t	p
Direito	1,33 ± 0,31	1,36 ± 0,33	-0,56	0,57
Esquerdo	1,26 ± 0,37	1,26 ± 0,31	-0,07	0,94
Pico máximo	1,43 ± 0,34	1,44 ± 0,32	-0,28	0,77

Ao confrontar os grupos em relação aos valores da pressão plantar por segmento, a análise do teste t demonstrou que o grupo JF difere do GC na face lateral do antepé bilateralmente e na região do médio-pé esquerdo. Na tabela 6, nota-se que os jogadores de futebol apresentaram pico de pressão significativamente maior na face lateral do antepé direito (área D2), obtendo média de  $0,77 \pm 0,32$  kg/cm<sup>2</sup> contra  $0,63 \pm 0,22$  do GC [t(119)=2,66; p=0,01]. Comportamento similar ocorreu na face lateral do antepé esquerdo (área E2), onde JF teve média de  $0,65 \pm 0,32$  e o GC apresentou média de  $0,54 \pm 0,26$  [t(119)=1,97; p=0,05]. No que se refere à região do médio-pé esquerdo (área E3), o GC apresentou maior pico de pressão nesta área em comparação ao grupo JF, com médias de  $0,46 \pm 0,13$  e  $0,37 \pm 0,16$  respectivamente [t(119)=-3,39; p=0,001].

Observou-se uma forte tendência de o GC ter maior pico de pressão na região medial do antepé direito (área D1), com média de  $0,52 \pm 0,16$  kg/cm<sup>2</sup>, quando comparado ao grupo JF, cujo valor foi  $0,45 \pm 0,22$  kg/cm<sup>2</sup> [t(119)=-1,91; p=0,06]. Para as variáveis D3, D4 e E4, o teste não apontou diferença entre os grupos (tabela 6).

**Tabela 6** – Comparação entre os grupos dos valores segmentares da pressão plantar, em kg/cm<sup>2</sup>.

ÁREAS	JF (n=50)	GC (n=71)	t	p
<b>D1:</b> Antepé medial direito	0,45 ± 0,22	0,52 ± 0,16	-1,91	0,06
<b>D2:</b> Antepé lateral direito	0,77 ± 0,32	0,63 ± 0,22	2,66	0,01*
<b>D3:</b> Médio-pé direito	0,51 ± 0,24	0,54 ± 0,18	-1,00	0,32
<b>D4:</b> Retropé direito	1,23 ± 0,41	1,32 ± 0,39	-1,25	0,21
<b>E2:</b> Antepé lateral esquerdo	0,65 ± 0,32	0,54 ± 0,26	1,97	0,05*
<b>E3:</b> Médio-pé esquerdo	0,37 ± 0,16	0,46 ± 0,13	-3,39	0,001*
<b>E4:</b> Retropé esquerdo	1,16 ± 0,40	1,22 ± 0,35	-0,88	0,38

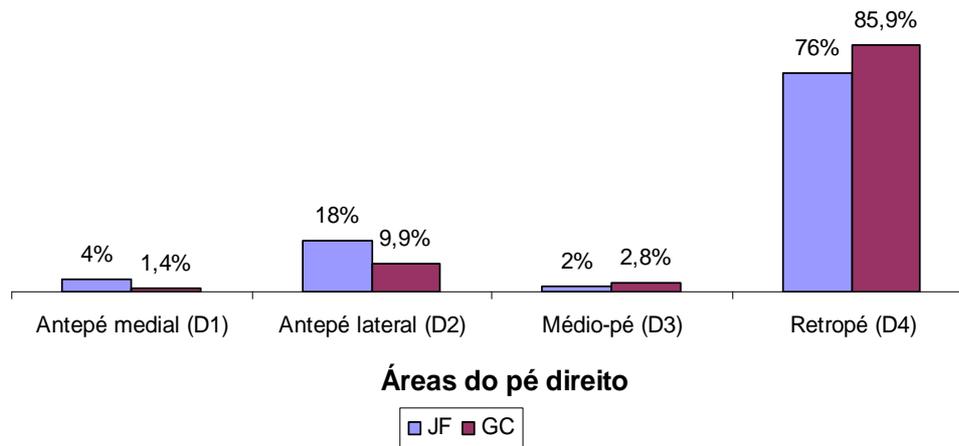
\*p ≤ 0,05. A área E1, correspondente à região medial do antepé esquerdo, foi analisada isoladamente usando o teste de *Mann-Whitney*, o qual não mostrou diferença entre os grupos (z=-1,34; p=0,18).

Foi realizado ainda o teste não paramétrico de *Mann-Whitney* para avaliar a variável E1. A análise não demonstrou diferença significativa entre os grupos (z=-1,34; p=0,18). Portanto o grupo JF (0,30 ± 0,13) não difere do grupo GC (0,35 ± 0,17) em relação à região medial do antepé esquerdo.

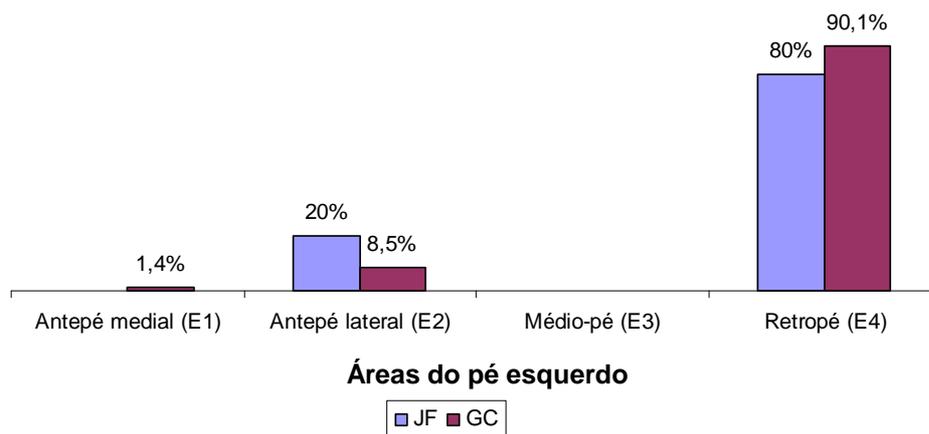
Analisando os valores de picos de pressão entre os quatro segmentos do pé direito, foi verificado que o retropé registrou maior distribuição em ambos os grupos (gráfico 2). No grupo JF, 38 indivíduos (76%) tiveram picos máximos nesta região, enquanto 61 participantes do GC (85,9%) também apresentaram maior pressão na porção posterior do pé. Os picos de pressão na face lateral do antepé no grupo JF continham 9 atletas (18%) e o GC incluíram 7 voluntários (9,9%) com esta predominância. As regiões do antepé medial e médio-pé do membro direito não foram tão representativas quanto às demais.

Foram observados maiores valores percentuais no grupo JF quanto aos picos de pressão no antepé lateral e medial à direita.

As análises de picos de pressão por segmento à esquerda também demonstraram preponderância no retropé em ambos os grupos, sendo que 40 participantes do grupo JF (80%) e 64 do GC (90,1%) apresentaram essa característica de distribuição do pico. A seguir, na face lateral do antepé esquerdo, 10 indivíduos (20%) do grupo JF e 6 (8,5%) do GC tiveram pico de pressão neste local. Picos na face medial do antepé e no médio-pé à esquerda foram praticamente nulos em ambos os grupos (gráfico 3).



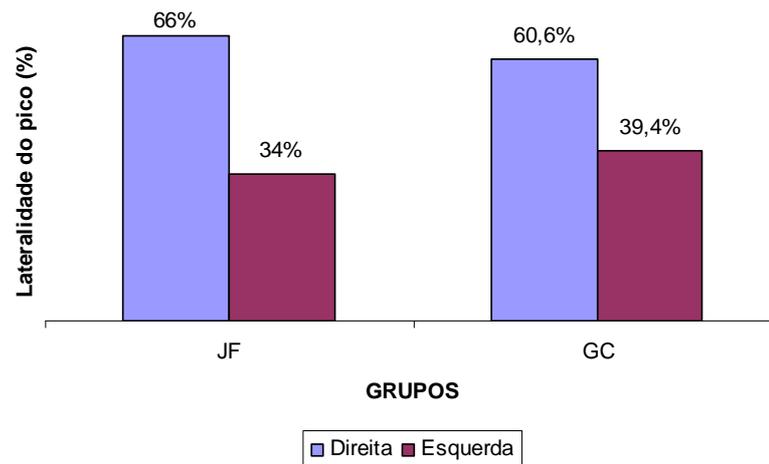
**Gráfico 2:** Distribuição entre os grupos da área do pico de pressão à direita.



**Gráfico 3:** Distribuição entre os grupos da área do pico de pressão à esquerda.

Logo, os grupos apresentaram similaridade quanto à distribuição por segmento dos picos de pressão entre os membros direito e esquerdo, com maiores picos no retropé e, em seguida, na face lateral do antepé.

Ao observar a distribuição da lateralidade dos picos de pressão entre os grupos, constatou-se predomínio de pico no pé direito, onde o grupo JF apresentou 33 sujeitos com picos à direita (66%) e o GC correspondeu com 43 indivíduos (60,6%), indicando semelhança entre os grupos neste aspecto (gráfico 4).



**Gráfico 4:** Lateralidade do pico de pressão entre os grupos.

Ao comparar as variáveis AQD e AQE do grupo JF, o teste t pareado demonstrou diferença significativa entre os membros [ $t(49)=2,17$ ;  $p=0,03$ ]. Logo, o membro direito apresentou ângulo Q maior que no membro esquerdo. Para as variáveis de pressão plantar, as áreas foram confrontadas por segmento e lateralidade. Na região medial do antepé, a análise mostrou que a pressão exercida no membro direito (D1) foi estatisticamente maior que no esquerdo (E1) [ $t(49)=6,12$ ;  $p=0,001$ ]. O pico de pressão na região lateral do pé direito (D2) foi significativamente maior que a mesma área no pé esquerdo [ $t(49)=3,07$ ;  $p=0,003$ ]. Este comportamento também ocorreu para as regiões do médio-pé (D3 e E3) [ $t(49)=3,98$ ;  $p=0,001$ ], onde o lado direito apresentou maior valor de pico que o esquerdo. Os membros não diferiram quanto aos valores do retropé (D4 e E4) no grupo JF.

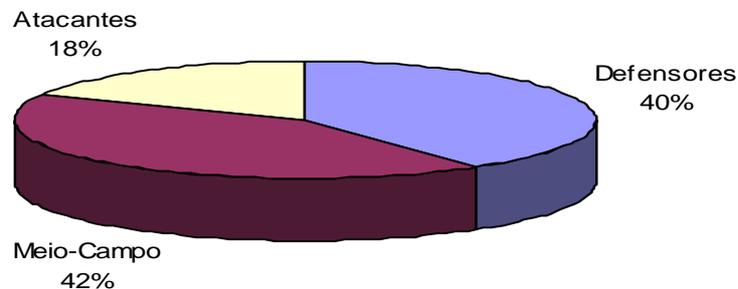
Em relação à superfície de contato que cada pé ocupou na plataforma, a análise estatística demonstrou que o membro direito teve maior área que o esquerdo [ $t(49)=3,60$ ;  $p=0,001$ ]. Quanto ao índice do arco, o lado direito foi significativamente maior que o esquerdo [ $t(49)=3,65$ ;  $p=0,001$ ], indicando maior contato do médio-pé à direita. Não houve diferença entre os membros no que se refere ao pico de pressão nos jogadores de futebol, indicando razoável distribuição do peso corporal em ambos os lados (tabela 7).

**Tabela 7** – Comparação entre as variáveis do membro inferior direito e esquerdo, no grupo JF.

Variáveis	Média e DP	t	p
ÂQD (graus)	11,37 ± 1,78		
ÂQE (graus)	11,03 ± 1,62	2,17	0,03*
D1 <sup>a</sup>	0,45 ± 0,22		
E1 <sup>a</sup>	0,31 ± 0,13	6,12	0,001*
D2 <sup>a</sup>	0,77 ± 0,32		
E2 <sup>a</sup>	0,65 ± 0,32	3,07	0,003*
D3 <sup>a</sup>	0,51 ± 0,25		
E3 <sup>a</sup>	0,37 ± 0,16	3,98	0,001*
D4 <sup>a</sup>	1,23 ± 0,41		
E4 <sup>a</sup>	1,16 ± 0,40	1,45	0,15
Contato D <sup>b</sup>	91,11 ± 17,34		
Contato E <sup>b</sup>	82,96 ± 15,22	3,60	0,001*
PP D <sup>a</sup>	1,33 ± 0,32		
PP E <sup>a</sup>	1,26 ± 0,37	1,46	0,15
I Arco D	0,59 ± 0,21		
I Arco E	0,50 ± 0,20	3,65	0,001*

\*p ≤ 0,05; <sup>a</sup>em kg/cm<sup>2</sup>; <sup>b</sup>em cm<sup>2</sup>.

Dos 50 jogadores de futebol integrantes da amostra, 20 (40%) eram defensores, 21 (42%) meio-campistas e 9 (18%) eram atacantes (gráfico 5).

**Gráfico 5:** Distribuição do posicionamento tático do grupo JF.

Ao observar a relação entre o posicionamento tático do grupo JF com os picos segmentares de pressão plantar, o teste não-paramétrico de *Spearman* foi significativo para a área D3. A correlação foi negativa e fraca ( $\rho = -0,27$ ;  $p=0,05$ ), indicando que os defensores teriam maiores picos de pressão no médio-pé direito quando comparados aos meio-campistas e atacantes. Não houve significância para as demais áreas dos pés, bilateralmente.

O mesmo teste foi usado para verificar a relação entre posicionamento dos jogadores e ângulo Q. As análises não demonstraram significância para os valores para  $\hat{A}QD$  ( $\rho=0,21$ ;  $p=0,14$ ) e  $\hat{A}QE$  ( $\rho=0,13$ ;  $p=0,37$ ).

No GC, todas as comparações, realizadas pelo teste t pareado, entre membro inferior direito e esquerdo obtiveram diferenças significativas. Ao contrário do que aconteceu ao grupo JF, o  $\hat{A}Q$  esquerdo foi maior que o direito [ $t(70)=-1,99$ ;  $p=0,05$ ]. A área lateral do antepé direito (D2) foi significativamente maior que o esquerdo (E2) [ $t(70)=3,08$ ;  $p=0,003$ ], bem como a região do médio-pé (D3) [ $t(70)=3,55$ ;  $p=0,001$ ] e retropé (D4) [ $t(70)=2,18$ ;  $p=0,03$ ], seguindo o comportamento dos jogadores de futebol (tabela 8).

Foi realizado o teste não paramétrico de *Wilcoxon* para comparar as variáveis D1 e E1 do grupo GC. A análise demonstrou diferença significativa entre as áreas ( $z=6,02$ ;  $p=0,001$ ). Logo, a área medial do antepé direito (D1) apresentou maior pico de pressão que a área correspondente no lado esquerdo (E1), com médias de  $0,52 \pm 0,16$  e  $0,35 \pm 0,17$ , respectivamente.

Quanto ao contato do membro na plataforma de pressão, o pé direito ocupou área substancialmente maior que o esquerdo [ $t(69)=12,97$ ;  $p=0,001$ ], com médias de  $89,59 \pm 18,07$  à direita e  $72,33 \pm 15,12$  à esquerda. O pico de pressão [ $t(70)=2,33$ ;  $p=0,02$ ] e o índice do arco [ $t(70)=7,37$ ;  $p=0,001$ ] foram superiores também à direita, assim como o grupo JF.

**Tabela 8** – Comparação entre as variáveis do membro inferior direito e esquerdo, no grupo GC.

Variáveis	Média e DP	t	P
ÂQD (graus)	13,80 ± 1,45		
ÂQE (graus)	13,96 ± 1,37	-1,99	0,05*
D2 <sup>a</sup>	0,63 ± 0,22		
E2 <sup>a</sup>	0,54 ± 0,26	3,08	0,003*
D3 <sup>a</sup>	0,55 ± 0,18		
E3 <sup>a</sup>	0,46 ± 0,13	3,55	0,001*
D4 <sup>a</sup>	1,32 ± 0,39		
E4 <sup>a</sup>	1,22 ± 0,35	2,18	0,03*
Contato D <sup>b</sup>	89,59 ± 18,07		
Contato E <sup>b</sup>	72,33 ± 15,12	12,97	0,001*
PP D <sup>a</sup>	1,36 ± 0,34		
PP E <sup>a</sup>	1,26 ± 0,31	2,33	0,02*
I Arco D	0,57 ± 0,21		
I Arco E	0,46 ± 0,20	7,37	0,001*

\* $p \leq 0,05$ ; <sup>a</sup>em  $\text{kg}/\text{cm}^2$ ; <sup>b</sup>em  $\text{cm}^2$ . As variáveis D1( $0,52 \pm 0,16$ ) e E1 ( $0,35 \pm 0,17$ ) diferiram ao serem comparadas pelo teste de *Wilcoxon* ( $z=6,02$ ;  $p=0,001$ ).

Deste modo, desempenhos semelhantes entre os grupos, quando comparados o membro direito com o esquerdo do mesmo sujeito, foram notados nas seguintes regiões: face lateral do antepé direito (D2) e médio-pé direito (D3) com maior pressão que o lado esquerdo (E2 e E3); maior área de contato e ainda o índice do arco à direita.

Adicionalmente, os grupos foram divergentes quanto ao ÂQ. Enquanto JF teve maior angulação à direita, o GC apresentou AQ esquerdo significativamente maior que o lado contralateral.

Em relação ao retropé, não houve diferença entre os membros no grupo JF. Já no GC, o retropé direito (D4) teve maior pressão que o esquerdo.

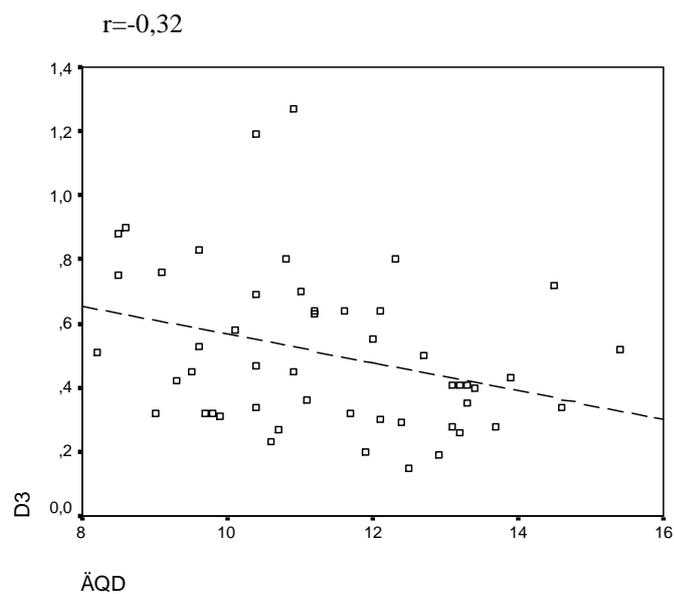
No grupo JF, o pico de pressão do pé direito não diferiu do esquerdo. Já no GC, o pico de pressão à direita foi maior que à esquerda [ $t(70)=2,33$ ;  $p=0,02$ ], com médias de  $1,36 \pm 0,34 \text{ kg}/\text{cm}^2$  à direita e  $1,26 \pm 0,31 \text{ kg}/\text{cm}^2$  à esquerda.

Ao correlacionar AQ direito com D3 dos jogadores de futebol, a análise demonstrou uma correlação negativa e fraca ( $r=-0,32$ ;  $p=0,02$ ), ou seja, quanto menor o ângulo Q direito maior o pico de pressão na região do médio-pé (gráfico 6). Para as demais áreas do pé direito, não houve correlação significativa com ângulo Q (tabela 9).

**Tabela 9** – Correlação entre ângulo Q e áreas do pé direito no grupo JF.

Áreas do pé	AQD	
	Valor r	Valor p
<b>D1</b>	-0,17	0,22
<b>D2</b>	0,02	0,88
<b>D3</b>	-0,32	0,02*
<b>D4</b>	0,21	0,15

\* $p \leq 0,05$



**Gráfico 6:** Linha de correlação entre ângulo Q direito e médio-pé direito no grupo JF.

As correlações entre o ÂQ esquerdo e os picos de pressão segmentares do pé esquerdo não demonstraram significância. Porém observou-se uma tendência positiva e fraca ( $r=0,24$ ;  $p=0,09$ ) entre valores de ângulo Q e pico de pressão no retropé esquerdo (tabela 10).

**Tabela 10** – Correlação entre ângulo Q e áreas do pé esquerdo no grupo JF.

Áreas do pé	AQE	
	Valor r	Valor p
E1	-0,08	0,59
E2	-0,17	0,23
E3	-0,14	0,34
E4	0,24	0,09

Não houve correlação entre ângulo Q e picos de pressão nos diferentes segmentos do pé direito no grupo controle (tabela 11).

**Tabela 11** – Correlação entre ângulo Q e áreas do pé direito no GC.

Áreas do pé	AQD	
	Valor r	Valor p
D1	0,00	1,00
D2	0,09	0,46
D3	0,11	0,37
D4	-0,06	0,61

Aplicando o coeficiente de correlação de *Pearson* para as variáveis do antepé lateral (E2), médio-pé (E3) e retopé (E4) com o ângulo Q esquerdo para GC, o teste não mostrou correlação significativa (tabela 12).

**Tabela 12** – Correlação entre ângulo Q e áreas do pé esquerdo no GC.

Áreas do pé	AQE	
	Valor r	Valor p
E2	0,04	0,72
E3	-0,08	0,50
E4	-0,13	0,28

Para a área E1, foi realizado o teste de correlação de *Spearman*, o qual não demonstrou associação com AQE ( $\rho=-0,006$  e  $p=0,96$ ).

Foi realizado ainda o teste de correlação não paramétrico de *Spearman* para a região medial do antepé (E1) e ÂQE do grupo GC. A análise também não apresentou correlação significativa entre estas variáveis ( $\rho=-0,006$  e  $p=0,96$ ).

Na averiguação dos valores do índice do arco, os grupos não diferiram. Em relação às áreas de contato dos pés na plataforma, o teste t independente demonstrou diferença na área de contato à esquerda [ $t(119)=3,79$ ;  $p=0,001$ ], onde o grupo JF obteve média de  $82,96 \pm 15,21$  cm<sup>2</sup> e GC,  $72,32 \pm 15,12$  cm<sup>2</sup>. Ao somar as áreas dos pés direito e esquerdo, foram verificadas a área de contato total do indivíduo. O grupo JF também apresentou área de contato total significativamente maior que o GC [ $t(119)=2,47$ ;  $p=0,01$ ], com médias de  $175,38 \pm 28,63$  cm<sup>2</sup> e  $161,61 \pm 31,26$  cm<sup>2</sup>, respectivamente (tabela 13).

**Tabela 13** – Comparação entre JF e GC quanto ao índice do arco e áreas de contato bilateralmente.

Variáveis	JF (n=50)	GC (n=71)	t	p
I Arco D	0,59 ± 0,21	0,56 ± 0,21	0,61	0,54
I Arco E	0,49 ± 0,20	0,46 ± 0,20	1,02	0,31
Contato D (cm <sup>2</sup> )	91,11 ± 17,34	89,51 ± 17,95	0,49	0,62
Contato E (cm <sup>2</sup> )	82,96 ± 15,21	72,32 ± 15,12	3,79	0,001*
Contato Total (cm <sup>2</sup> )	175,38 ± 28,63	161,61 ± 31,26	2,47	0,01*

\* $p \leq 0,05$

Ao correlacionar o índice do arco plantar com as áreas de contato dos pés na plataforma de pressão, os testes apresentados na tabela 14 apontaram correlação significativa e positiva dos membros direito e esquerdo em ambos os grupos ( $p=0,001$ ). Houve correlação positiva e forte entre o índice do arco e área de contato do pé direito no grupo GC ( $r=0,75$ ;  $p=0,001$ ) e correlação moderada para as demais áreas (gráficos 7 e 8).

Uma análise de regressão linear da área de contato predizendo os valores do índice do arco no membro direito de todos os participantes do estudo apontou uma correlação moderada ( $r=0,65$ ), com coeficiente de determinação  $R^2=0,42$ . Logo, a extensão do contato do pé direito na plataforma explica em 42% o aumento do índice do arco neste lado. O modelo proposto formulou a seguinte equação:  $y=58,67 + 54,61x$ , onde “y” é a área de contato e “x” representa o índice do arco direito.

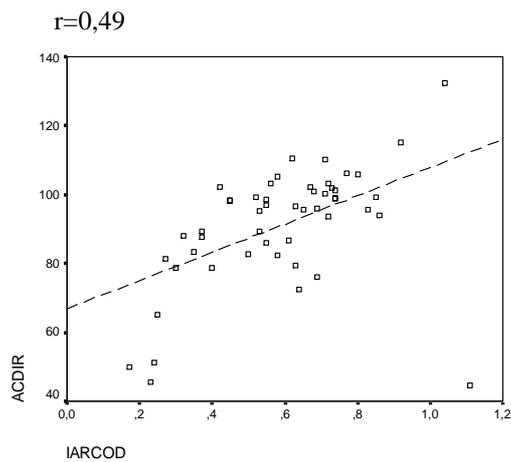
No membro esquerdo, a correlação destas mesmas variáveis também foi moderada ( $r=0,66$ ), com a variância explicada de  $R^2=0,44$ . A análise constituiu a equação  $y=51,57 +$

52,97x, sendo que “y” refere-se à área de contato à esquerda e “x”, o índice do arco esquerdo, de modo que foram observados na amostra comportamentos similares na predição do índice do arco por meio da área de contato bilateralmente.

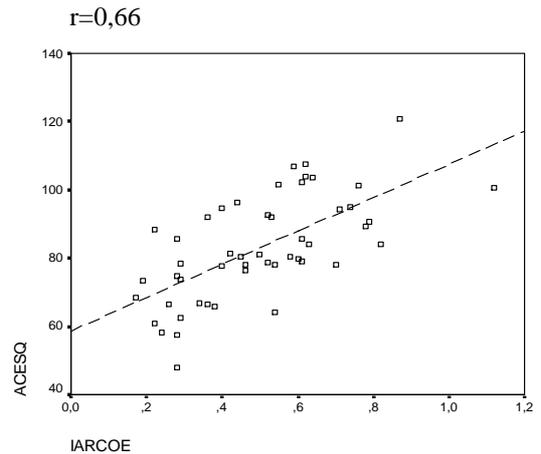
**Tabela 14** – Correlações entre índice do arco e a área de contato dos pés.

ÍNDICE DO ARCO			
Grupo	Área de Contato	r	p
JF	Direito	0,49	0,001*
	Esquerdo	0,66	0,001*
GC	Direito	0,75	0,001*
	Esquerdo	0,69	0,001*

\*p ≤ 0,05



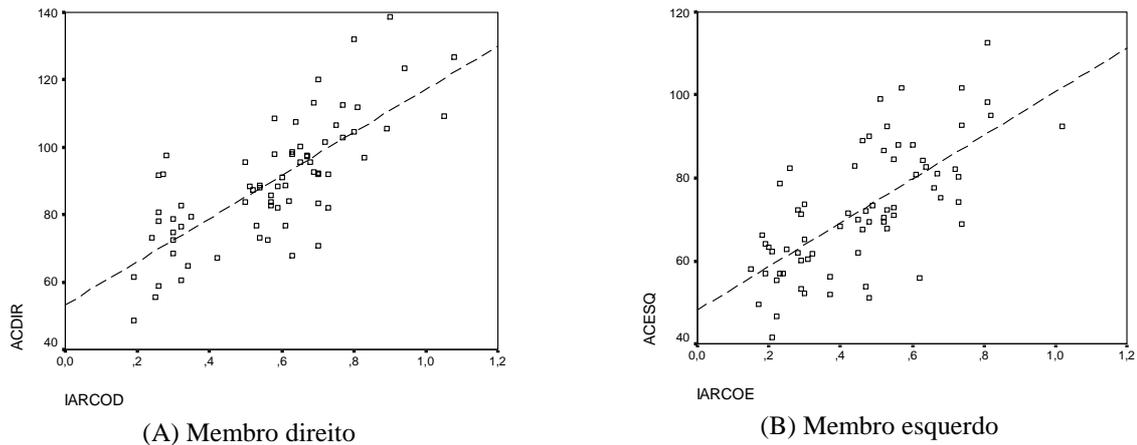
(A) Membro direito



(B) Membro esquerdo

**Gráfico 7:** Linhas de correlação entre Índice do Arco e área de contato do grupo JF.

r=0,75



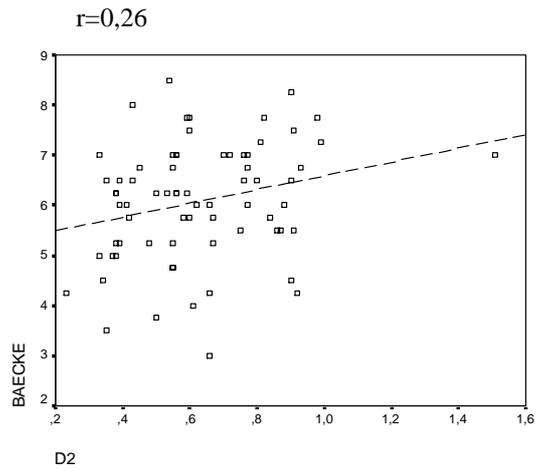
$r=0,69$

**Gráfico 8:** Linhas de correlação entre Índice do Arco e área de contato do GC.

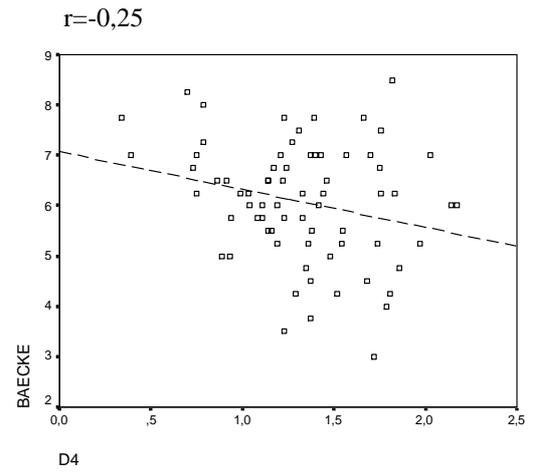
Os participantes foram submetidos ao questionário de Baecke (1982) validado por Florindo e Latorre (2003), cuja pontuação máxima é de 10 pontos, que também usaram o compêndio de atividades físicas de Ainsworth (2000) para a complementação do escore. O GC apresentou média de  $6,08 \pm 1,17$ , enquanto JF o valor foi estabelecido em 8,5 devido às características do esporte e rotina de treinamento dos atletas. Verificou-se, portanto, diferença estatística [ $t(70)=17,41$ ;  $p=0,001$ ] quanto ao nível de atividade física entre os grupos.

Para observar se o nível de atividade física, avaliado pelo questionário de Baecke, contribuía para as alterações de pressão plantar no grupo controle, o coeficiente de correlação de Pearson mostrou-se significativo para as áreas D2 e D4. Para a região lateral do antepé direito (D2) houve uma correlação positiva e fraca ( $r=0,26$ ;  $p=0,03$ ), ou seja, quanto maior o escore no questionário de Baecke, maior a pressão nesta área. Já para região do calcâneo direito (D4), a análise demonstrou correlação negativa e fraca ( $r=-0,25$ ;  $p=0,03$ ). Deste modo, quanto melhor o nível de atividade física menor foi a pressão na face posterior do pé direito do grupo (gráfico 9). Para a área medial do antepé esquerdo, o teste de correlação de Spearman não demonstrou significância entre os valores de E1 e os escores de Baecke para GC ( $\rho=-0,03$ ;  $p=0,78$ ).

Referente ao ângulo Q, observou-se uma tendência negativa e fraca ( $r=-0,22$ ;  $p=0,06$ ) quanto ao nível de atividade física o valor de  $\hat{A}QE$ , ou seja, quanto mais ativo o indivíduo, menor o valor do ângulo Q esquerdo. Não houve correlação entre os escores do questionário e  $\hat{A}QD$ .



(A) Área lateral do antepé direito (D2)



(B) Retopé direito (D4)

**Gráfico 9:** Linhas de correlação entre o nível de atividade física (Baecke) com a área lateral do antepé direito (D2) e com o retopé direito (D4).

## 6 DISCUSSÃO

As análises demonstraram associação inversa e discreta entre os valores de  $\hat{A}Q$  e médio-pé no membro inferior direito dos jogadores de futebol ( $r=-0,32$ ;  $p=0,02$ ), o que reflete em menor valor angular no joelho para uma maior pressão na região dos ossos do tarso anterior e parte dos metatarsos. Foi observada, ainda neste mesmo grupo, uma tendência, positiva e fraca ( $r=0,24$ ;  $p=0,09$ ), entre os valores de  $\hat{A}Q$  e as pressões exercidas no calcâneo no membro inferior esquerdo. Não houve correlação entre os picos de pressão nas áreas segmentares do pé e  $\hat{A}Q$  no GC em ambos os membros.

Tillman et al. (2005) salientam que  $\hat{A}Q$  excessivo poderia aumentar a eversão de calcâneo, influenciando o alinhamento distal da articulação tibiotársica, determinando o posicionamento da articulação subtalar em pronação. Essas alterações seriam responsáveis em parte pela queda dos arcos longitudinais da planta dos pés. O objetivo desses autores foi comparar  $\hat{A}Q$  e posicionamento da articulação subtalar entre homens e mulheres. Entretanto foi observada discrepância significativa somente no  $\hat{A}Q$  ( $13,1 \pm 3,0$  para homens e  $17,5 \pm 3,8$  para mulheres), não sendo encontrada associação entre essas variáveis.

Olerud e Berg (1984) avaliaram  $\hat{A}Q$  modificando o posicionamento dos membros inferiores. Constataram que os valores dos ângulos do joelho decresciam à medida que os pés partiam da pronação para a supinação. Subentende-se, portanto, que quanto mais pronado, maior a força de pressão no médio-pé, o que vai de encontro ao resultado da presente pesquisa referente ao membro inferior direito do grupo JF, embora a correlação tenha sido negativa e de intensidade fraca ( $r=-0,32$ ;  $p=0,02$ ).

Comparando o grupo JF com o GC em relação somente ao  $\hat{A}Q$ , os resultados estão de acordo com a literatura. Hahn e Foldspang (1997) analisaram o ângulo quadriciptal de 339 atletas, sendo 173 jogadores de futebol, com participação esportiva média de 10 anos, através do método de goniometria. Nestes, encontraram médias de  $10,0 \pm 0,47^\circ$  para  $\hat{A}QD$  e  $6,0 \pm 0,53^\circ$  de  $\hat{A}QE$  e concluíram que esta variável está negativamente associada ao futebol. No presente estudo, usando a fotogrametria como procedimento metodológico, as médias foram de  $11,36 \pm 1,78^\circ$  e  $11,03 \pm 1,62^\circ$  para os membros direito e esquerdo, respectivamente, em jogadores com tempo médio de prática esportiva de 12,22 anos.

Como mencionado por Hamill e Knutzen (1999), as alterações estruturais em valgo ou varo do joelho influenciam na medida do  $\hat{A}Q$ . Quanto maior a distância intercondilar, menor será o ângulo formado pela espinha íliaca ântero-superior, centro da patela e tuberosidade da tíbia.

No estudo de Yaniv et al. (2006) envolvendo tenistas e jogadores de futebol entre 10 e 21 anos, estes últimos tiveram maior prevalência de joelho varo, avaliada por meio da distância entre os côndilos femorais. Os tenistas tiveram média de 1,31 centímetros, enquanto os futebolistas obtiveram 2,99 centímetros. Segundo os autores, essa alteração seria resultado de uma predisposição genética e um conseqüente processo natural de seleção, já que os joelhos arqueados podem trazer algumas vantagens para o desempenho do jogador.

Caso o ÂQ desses atletas fosse investigado, é possível que os jogadores de futebol tivessem seus valores mais baixos, como ocorreu na comparação deste estudo entre os jogadores de futebol e grupo-controle ( $p < 0,05$ ), com médias à direita de  $11,36 \pm 1,78^\circ$  contra  $13,80 \pm 1,45^\circ$  e à esquerda de  $11,03 \pm 1,62^\circ$  para JF e  $13,96 \pm 1,37^\circ$  para GC.

Segundo Woodland e Francis (1992), o ÂQ pode sofrer alterações por conta de desequilíbrios musculares, torção da tibia, anteversão femoral e patela alta ou baixa. No futebol, Abreu et al. (1996) atribuíram os desvios em varo e conseqüente decréscimo de ÂQ aos microtraumas sobre os côndilos femorais dos atletas, que pode ser justificado pelas constantes mudanças de direção, com maior distribuição de carga na borda lateral do pé.

Na presente pesquisa, ao contrário de alguns trabalhos, não foi encontrada correlação significativa entre ÂQ e tempo de prática esportiva. Não se pode afirmar, com base nos dados obtidos, que valores de ângulo quadriciptal sofrem variações ao longo da carreira ( $p > 0,05$ ).

Hahn e Foldspang (1997), após análise de regressão linear múltipla, observaram que a magnitude do ÂQ se tornava mais baixa quanto maior fosse o tempo total de atuação na modalidade ( $B = 0,15 \pm 0,05$ ;  $p < 0,01$ ). Este mesmo autor, contudo, ressalta que existe no futebol treinamento dinâmico para o quadríceps e sugerem ainda investigar a associação entre ÂQ e alongamento da musculatura anterior da coxa.

Chaudhari, Hearn e Andriacchi (2005) associam a diminuição do valgo ou o varo de joelho à prática de futebol de alto nível. Junge et al. (2000) verificaram diferenças entre o espaço intercondilar de acordo com a idade, sugerindo que quanto mais tempo de prática esportiva maior seria o varo de joelho, e também com os níveis de habilidade dos atletas. No presente trabalho, a capacidade técnica dos atletas não foi objeto de estudo.

Jordy (1995) observou a dominância lateral de 182 crianças normais de 6 a 14 anos e revelou que 85,7% eram destros. Estes dados se aproximam dos valores encontrados no GC da presente pesquisa, onde 93% dos indivíduos eram destros. Sendo a dominância lateral uma variável adquirida na infância e são poucos os casos de dominância cruzada, os estudos puderam ser confrontados neste sentido, seguindo uma tendência universal.

Já para jogadores de futebol, o estudo atual demonstrou a prevalência de 32% dos atletas com dominância no membro inferior esquerdo. Talvez a necessidade tática de preencher determinados setores do campo com canhotos favoreça o agrupamento desses indivíduos no esporte.

Segundo Guerra, Arnold e Gajdosik (1994), existe uma associação direta entre  $\hat{A}Q$  e o alongamento do músculo quadríceps, influenciada principalmente pelas inserções do reto femoral. No presente trabalho, o membro dominante teve suas médias de  $\hat{A}Q$  inferiores ao contralateral.

Os sujeitos canhotos da amostra tiveram valores significativamente menores de  $\hat{A}QE$  ( $11,52^\circ$ ) em comparação com os destros ( $13,01^\circ$ ). Como o membro dominante é mais solicitado nos gestos esportivos e durante as atividades funcionais, maior será a tendência de encurtamento na musculatura ipsilateral.

Na caracterização da amostra deste estudo, o grupo JF apresentou média de idade de 23,74 anos e IMC de  $23,82 \text{ kg/m}^2$ . Fonseca et al. (2007), em estudo com 117 atletas profissionais de futebol, encontraram valores bem aproximados. Os autores obtiveram médias de 24,67 anos e IMC de  $23,64 \text{ kg/m}^2$ . Dvorak e Junge (2000) consideram atletas de elite jogadores entre 17 e 34 anos. Estes dados sugerem que o auge da condição física do atleta para esta modalidade ocorre nesta faixa etária.

Houve a precaução nesta pesquisa de empregar instrumentos validados para execução das análises. Woodland e Francis (1992) e Sacco et al. (2007) entendem que apenas goniômetros universais não são tão precisos para avaliar o  $\hat{A}Q$  porque a distância dos pontos anatômicos atrapalham o posicionamento dos braços fixo e móvel. De acordo com Braz, Goes e Carvalho (2008), o SAPO foi validado para suprir essa necessidade e avaliar de forma segura os ângulos corporais, usando referências previamente demarcadas.

A plataforma F-SCAN/F-MAT modelo Tekscan, Inc., South Boston MA, é a ferramenta recomendada por Luo et al. (1998) para mensurar a distribuição da pressão plantar de forma estática por tratar-se de um método qualitativo e quantitativo, no qual apresenta simultaneamente escala de cores, que apontam as regiões de maior pressão, e os respectivos valores, em unidades barométricas.

Hebert et al. (2003) ressaltam a popularização do exame baropodométrico, mas adverte que não há ainda uma padronização na apresentação dos dados. Os autores sugerem avaliar: a área plantar, que corresponde à somatória da área de ambos os pés acionando os eletrodos na plataforma; os picos de pressão (em  $\text{kg/cm}^2$ ), para localizar e quantificar a região

de maior sobrecarga; e finalmente a integridade sensitiva, pois as alterações contribuem para níveis pressóricos mais elevados.

Nesta pesquisa foram avaliadas as áreas plantares direita, esquerda e total, picos de pressão por segmento e pico máximo, além da avaliação sensitiva prévia dos pés por meio da estesiometria.

Wong et al. (2007) avaliaram os picos de pressão plantar de 15 jogadores de futebol de forma dinâmica, realizando movimentos específicos do esporte. Para tal, os autores dividiram o pé em 10 regiões, entre elas as faces medial e lateral do antepé, o médio-pé (medial, central e lateral) e calcâneo (medial e lateral).

Cavanagh et al. (1987), do mesmo modo, separaram os pés em segmentos para medir os picos de pressão de 107 sujeitos heterogêneos, com  $30,1 \pm 9,9$  anos de idade. Considerando os dois membros, o valor médio de pico de pressão observado na região do calcâneo foi de  $1,40 \text{ kg/cm}^2$ ,  $0,48 \text{ kg/cm}^2$  no médio-pé,  $0,71 \text{ kg/cm}^2$  na face lateral e  $0,57 \text{ kg/cm}^2$  na face medial do antepé.

Na atual pesquisa, assim como os estudos de Wong et al. (2007) e Cavanagh et al. (1987), o pé também foi dividido em quatro áreas consideradas de maior relevância para a análise estática. Os resultados do GC aproximam-se dos achados por Cavanagh et al., exceto na face lateral do antepé, cujo valor médio foi de  $0,58 \text{ kg/cm}^2$ . O grupo JF apresentou médias bem inferiores ao estudo citado nas áreas do calcâneo ( $1,19 \text{ kg/cm}^2$ ) e face medial do antepé ( $0,37 \text{ kg/cm}^2$ ).

O retropé registrou maiores valores de pressão em relação às demais áreas. Kapandji (2000) salienta que o peso corporal é deslocado para trás quando o indivíduo está em posição ortostática e concentra-se num ponto situado geralmente no calcâneo. O conceito mais aceito para a distribuição das cargas do pé foi proposto por Cavanagh et al. (1987), sendo que o retropé é responsável por aproximadamente 60%, o médio-pé por 8% e o antepé por 32%.

Ao analisar isoladamente as variáveis da pressão plantar, o grupo JF obteve escores superestimados na face lateral do antepé (D2 e E2) bilateralmente em relação ao GC. Na região do médio-pé esquerdo, a média do GC foi significativamente maior.

Apesar de JF ter apresentado maior área de contato à esquerda ( $82,96 \text{ cm}^2$  contra  $72,32 \text{ cm}^2$  do GC;  $p=0,001$ ) e área de contato total (JF:  $175,38 \text{ cm}^2$  e GC:  $161,61 \text{ cm}^2$ ;  $p=0,01$ ), o GC obteve maiores picos de pressão no médio-pé de ambos os membros, sendo significativo à esquerda (JF:  $0,37 \text{ kg/cm}^2$  e GC:  $0,46 \text{ kg/cm}^2$ ;  $p=0,01$ ) e forte tendência na região medial do antepé direito ( $p=0,06$ ). Não houve diferença, porém, quanto ao índice do arco. Ao contrário

de Yaniv et al. (2006), que observaram diferenças entre tenistas e atletas de futebol, os resultados desta pesquisa contemplam a idéia que os grupos JF e GC possuem alturas similares do arco plantar.

Gross e Foxworth (2003) indicam que quanto maior o ângulo Q, maior a pronação subtalar e conseqüentemente a pressão na área ocupada pelo arco plantar longitudinal (médio-pé). Logo, quanto menor o ângulo Q, maior as pressões nas faces laterais.

Os achados do presente estudo apontam que, apesar de JF apresentar menores valores de  $\hat{A}Q$  e maior área de contato no médio pé sugerindo maior aplainamento do arco, este grupo apresentou escores mais elevados de pico de pressão na face lateral do antepé (D2 e E2).

Na região lateral do antepé direito (D2), a média foi de  $0,77 \text{ kg/cm}^2$  enquanto GC continha  $0,63 \text{ kg/cm}^2$  ( $p=0,01$ ). No membro esquerdo, a pressão exercida na área lateral do antepé (E2) também mostrou diferença significativa entre os grupos, sendo de  $0,65 \text{ kg/cm}^2$  para JF e  $0,54 \text{ kg/cm}^2$  no GC ( $p=0,05$ ).

No médio-pé esquerdo (E3), os valores do GC foram significativamente maiores, como citado anteriormente, corroborando as citações de Gross e Foxworth (2003), já que o grupo-controle tinha  $\hat{A}Q$  maior. O mesmo não aconteceu com a área correspondente à direita (D3), justificada talvez pela dominância do membro inferior. Quando os atletas executam os principais fundamentos do jogo, apenas o membro não dominante está em contato com o solo e sofre as forças reacionais.

Ao verificar as correlações entre área do pé sobre a plataforma e os valores do índice do arco plantar ( $p=0,001$  para os grupos JF e GC, em ambos os membros) e as análises de regressão, os resultados já eram presumidos. Houve uma relação positiva, com intensidade variando de moderada a forte. Quanto maior a área de contato, maior o escore do índice do arco. Segundo Staheli, Chew e Cobertt (1987), este índice é influenciado principalmente pela extensão de contato do médio-pé.

O trabalho de Pitman e Jack (2000) analisou os efeitos de órteses nos pés para alívio de dor anterior de joelho, usando como critérios de inclusão homens com  $\hat{A}Q$  maior que  $10^\circ$  e excessiva pronação subtalar. Partiram da premissa básica que modificando a função do pé, obrigatoriamente promoveria mudanças em toda mecânica do membro inferior.

O estudo concluiu que as órteses são eficazes nas reduções da rotação interna do membro inferior, do  $\hat{A}Q$ , da pressão da patela sobre a tróclea femoral e da excessiva pronação subtalar. Usando estes critérios, alguns indivíduos da amostra da presente pesquisa poderiam se beneficiar com as órteses, caso apresentassem pronação exacerbada ou disfunção patelofemoral por alteração do  $\hat{A}Q$ .

A preocupação em realizar investigações sobre as alterações biomecânicas nos jogadores de futebol busca suprir os anseios dos profissionais da saúde no que diz respeito à conservação da integridade física, no tratamento de lesões já instaladas e no âmbito da prevenção.

É de suma importância avaliar e divulgar dados sobre as alterações da mecânica corporal induzidas pelo esporte, como ÂQ e distribuição da pressão plantar, tendo como finalidades diminuir a incidência de lesões em membros inferiores no futebol e minimizar o uso de procedimentos agressivos de reabilitação em longo prazo. São sugeridos estudos similares com atletas iniciantes para possibilitar a intervenção precoce nestes indivíduos, seja com o uso de órteses, correção postural ou para uma melhor adequação ao gesto esportivo.

Assim, pesquisas desta natureza devem ser incentivadas porque contribuem para que a carreira esportiva seja prolongada o quanto possível e não seja interrompida por afecções crônico-degenerativas.

## 7 CONCLUSÕES

Não houve influência do ângulo quadriciptal na distribuição da pressão plantar nos jogadores de futebol do Distrito Federal. Foi verificada correlação, negativa e discreta, somente entre  $\hat{A}Q$  e o pico de pressão do médio-pé direito do grupo JF, o que não evidencia uma relação de causalidade entre as variáveis.

Os atletas tiveram  $\hat{A}Q$  significativamente menor que o grupo controle, bilateralmente, possivelmente causado pelo alinhamento em varo dos joelhos, mas não se pode afirmar que estes ângulos sofrem modificações expressivas ao longo da carreira ou que os valores diferem quanto ao posicionamento tático.

Os jogadores apresentaram maiores picos de pressão nas faces laterais de ambos os pés, sugerindo uma distribuição supinada na região distal do membro inferior destes indivíduos, enquanto o grupo-controle obteve maior escore no médio-pé esquerdo.

O retropé foi a área de maior sobrecarga pressórica, em ambos os grupos, o que vai ao encontro dos achados pela literatura mundial.

A análise mostrou associação discreta e inversa entre o pico de pressão na região do médio-pé e os atletas defensores, o que não aconteceu com meio-campistas e atacantes.

A área de contato plantar obteve correlação significativa com o índice do arco e explica o valor desta variável em 42% à direita e em 44 % à esquerda.

## 8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abreu A, Barbosa JRP, Coelho FJP. Alinhamento dos joelhos no plano frontal dos 12 aos 17 anos. *Rev Bras Ortop.* 1996;31(1):83-8.

Ainsworth BE, Haskell WL, Whitt MC, Irwin ML, Swartz AM, Strath SJ, et al. Compendium of physical activities: an update of activity codes and MET intensities. *Med Sci Sports Exerc.* 2000;32(9):498-504.

American Orthopaedic Society for Sports Medicine – AOSSM [homepage na Internet]. Overuse injuries. [atualizada em 10 de maio de 2008; acesso em 12 de maio de 2008]. Disponível em <http://www.sportsmed.org/secure/reveal/>.

American Society for Photogrammetry and Remote Sensing – ASPRS [homepage na Internet]. What is ASPRS – definition. Bethesda: American Society for Photogrammetry and Remote Sensing; [atualizada em 23 de fevereiro de 2008; acesso em 14 de abril de 2008]. Disponível em: <http://www.asprs.org/society/about.html>.

Ando T. Factors affecting the rectus femoris-patellar tendon Q-angle, measured using a computed tomographic scan. *J Orthop Sci.* 1999;4(2):73-7.

Anjos LA, Adrian M. Forças de reação do solo na perna de sustentação de jogadores habilidosos e não habilidosos durante chutes numa bola e futebol. *Rev Bras Med Esporte.* 1986;8(1):129-133.

Baecke JA, Burema J, Frijters JE. A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *Am J Clin Nutr.* 1982;36(5):936-42.

Baraúna MA, Morais EG, Oliveira ATM, Domingos LG, Sanchez HM, Silva RAV, et al. Estudo correlacional e comparativo entre ângulo axilar e assimetria de ombro através de um protocolo biofotogramétrico. *Fisioter Mov.* 2006;19(1):17-24.

Barros TL, Guerra I. *Ciência do futebol.* Barueri, São Paulo: Manole, 2004.

Bauer JJ, Pavol MJ, Snow CM, Hayes WC. MRI-derived body segment parameters of children differ from age-based estimates derived using photogrammetry. *J Biomech.* 2007;40(13):2904-10.

Belchior ACG, Araraki JC, Bevukaqua-Grossi D, Reis FA, Carvalho PTC. Efeitos na medida do ângulo Q com a contração isométrica voluntária máxima do músculo quadricépsal. *Rev Bras Med Esporte.* 2006;12(1):6-10.

Bertol P, Borges JLP. Hemiepifisiodesse percutânea para o tratamento das deformidades angulares do joelho. *Rev Bras Ortop.* 2004;39(6):283-291.

Biedert RM, Warnke K. Correlation between the Q angle and the patella position: a clinical and axial computed tomography evaluation. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2001;121(6): 346-9.

Bourdoncle F. Lesiones por sobreuso y esfuerzo en el futbolista infante-juvenil. *Rev Asoc Argent Traumatol Deporte.* 2001;8(1):5-12;2001.

Braz RG, Goes FPD, Carvalho GA. Confiabilidade e validade de medidas angulares por meio do software para avaliação postural. *Fisiot Mov.* 2008;21(3):117-26.

Burns J, Crosbie J, Hunt A, Ouvrier R. The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure. *Clin Biomech.* 2005;20(9):877-882.

Calais-Germain B. Anatomia para o movimento: introdução à análise das técnicas corporais. São Paulo: Manole, 1992.

Carlson M, Wikjerson J. Are differences in leg length predictive of lateral patello-femoral pain? *Physiother Res Int.* 2007;12(1):29-38.

Cavanagh PR, Morag E, Boulton AJ, Young MJ, Deffner KT, Pammer SE. The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *J Biomech.* 1997;30(3):233-250.

Cavanagh PR, Rodgers MM. The arch index: a useful measure from footprints. *J Biomech.* 1987;20(5):361-4.

Cavanagh PR, Rodgers MM, Iiboshi A. Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. *Foot Ankle*. 1987;7(5):262-76.

Caylor D, Fites R, Worrel TW. The relationship between quadriceps angle and anterior knee pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1993;17(1):11-6.

Chaudhari AM, Hearn BK, Andriacchi TP. Sport-dependent variations arm position during single-limb landing influence knee loading: implications for anterior cruciate ligament injury. *Am J Sport Med*. 2005;33(6):824-30.

Costa LOP, Samulski DM. Overtraining em atletas de alto nível - uma revisão literária. *R Bras Ci e Mov*. 2005;13(2):123-34.

Cunha GS, Ribeiro JL, Oliveira AR. Sobretreinamento: teorias, diagnóstico e marcadores. *Rev Bras Med Esporte*. 2006;12(5):297-302.

Daolio J. Futebol, cultura e sociedade. São Paulo: Autores Associados, 2005.

Dörge HC, Bull Andersen T, Sorensen H, Simonsen EB. Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the non-preferred leg. *J Sports Sci*. 2002;20(4):293-9.

Dvorak J, Junge A. Football injuries and physical symptoms: a review of the literature. *Am J Sports Med*. 2000;28(5):3-9.

Ege A, Seker DZ, Tuncay I, Duran Z. Photogrammetric analysis of the articular surface of the distal radius. *J Int Med Res*. 2004;32(4):406-10.

Eils E, Streyl M, Linnenbecker S, Thorwesten L, Völker K, Resenbaum D. Characteristic plantar pressure distribution patterns during soccer-specific movements. *Am J Sports Med*. 2004;32(1):140-5.

Elias JJ, Bratton DR, Weinstein DM, Cosgarea AJ. Comparing two estimations of the quadriceps force distribution for use during patellofemoral simulation. *J Biomech*. 2006;39(5):865-72.

Emami MJ, Ghahramani MH, Abdinejad F. Q-angle: an invaluable parameter for evaluation of anterior knee pain. Arch Iranian Med. 2007;10(1):24-6.

Federação Internacional de Futebol – FIFA. [homepage na Internet]. About FIFA. [atualizada em 10 de maio de 2008; acesso em 14 de maio de 2008]. Disponível em <http://www.fifa.com/>.

Ferreira EAG. Postura e controle postural: desenvolvimento e aplicação de método quantitativo de avaliação postural [Tese de Doutorado], Universidade de São Paulo - USP, 114p., 2006.

Filippin NT, Barbosa VLP, Sacco ICN, Lobo da Costa PH. Efeitos da obesidade na distribuição de pressão plantar em crianças. Rev Bras Fisioter. 2007;11(6):495-501.

Fiolkowsk P, Bichop M, Brunt D, Williams B. Plantar feedback contributes to the regulation of leg stiffness. Clin Biomech. 2005;20(9):952-8.

Florindo AA, Latorre MRDO. Validação e reprodutibilidade do questionário de Baecke de avaliação da atividade física habitual em homens adultos. Rev Bras Med Esporte. 2003;9(3):121-8.

Fonseca ST, Ocarino JM, Silva PLP, Bricio RS, Costa CA, Wanner LL. Caracterização da *performance* muscular em atletas profissionais de futebol. Rev Bras Med Esporte. 2007;13(3):143-7.

France L, Nester C. Effect of errors in the identification of anatomical landmarks on the accuracy of Q angle values. Clin Biomech. 2001;16(8):710-3.

Fuller CW, Ekstrand J, Junge A, Andersen TE, Bahr TR, Dvorak J. et al. Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. Br J Sports Med. 2006;40(3):193-201.

Gagey PM, Weber B. Posturologia: Regulação e distúrbios da posição ortostática. 2ª ed. São Paulo: Manole, 2000.

Garrick JG, Webb DR. Lesões esportivas: diagnóstico e administração. 2ª ed. São Paulo: Roca, 2001.

Gomes GS. Seduzido pelo prestígio: a Sociedade Esportiva do Gama na elite do futebol brasileiro [Dissertação de Mestrado em Educação Física]. Universidade Católica de Brasília – UCB, 97p., 2003.

Goulart LF, Dias RMR, Altimari LR. Força isocinética de jogadores de futebol categoria sub-20: comparação entre diferentes posições de jogo. Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum. 2007;9(2):165-9.

Greene CC, Edwards TB, Wade MR, Carson EW. Reliability of the quadriceps angle measurement. Am J Knee Surg. 2001;14(2):97-103.

Grelsamer RO, Dubey A, Weinstein CH. Men and women have similar Q angles: a clinical and trigonometric evaluation. J Bone Joint Surg. 2005;87-B:1498-1501.

Gross MT, Foxworth JL. The role of foot orthoses as an intervention for patellofemoral pain. J Orthop Sports Phys Ther. 2003;33(11):661-70.

Grossi DB, Pedro VM, Bérzin F. Análise funcional dos estabilizadores patelares. Acta Ortop Bras. 2004;12(2):99-104.

Guerra JP, Arnold MJ, Gajdosik RL. Q-angle: effects of isometric quadriceps contraction and body position. J Orthop Sports Phys Ther. 1994;19(4):200-4.

Hahn T, Foldspang A. The Q angle and sport. Scand J Med Sci Sports. 1997;7(1): 43-8.

Hamill J, Knutzen KM. Bases Biomecânicas do Movimento Humano. São Paulo: Manole, 1999.

Hebert S, Xavier R, Pardini Jr AG, Barros Filho TEP. Ortopedia e traumatologia: princípios e prática. 3ª ed. Porto Alegre: Artmed, 2003.

Heidercheit BC, Hamill J, Caldwell GE. Influence of Q-angle on lower-extremity running kinematics. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2000;30(5):271-8.

Herrington L, Nester C. Q-angle undervalued? The relationship between Q-angle and medio-lateral position of the patella. *Clin Biomech.* 2004;19(10):1070-3.

Hochman B, Nahas FX, Ferreira LM. Fotografia aplicada na pesquisa clínico-cirúrgica. *Acta Cir Bras.* 2005;20(2):19-25.

Hopenfeld S. Propedêutica ortopédica: coluna e extremidades. São Paulo: Atheneu, 2002.

Horton MG, Hall TL. Quadriceps femoris muscle angle: normal values and relationships with gender and selected skeletal measures. *Phys Ther.* 1989;69(11):897-901.

Inklaar H, Bol E, Schmikli SL, Mosterd WL. Injuries in male soccer players: team risk analysis. *Int J Sports Med.* 1996;17(3): 229-234.

Insall J, Falvo KA, Wise DW. Chondromalacia patellae. *J Bone Joint Surg.* 1976;58-A:1-8.

Irvin R, Iversen D, Roy S. Sports medicine: prevention, assessment, management and rehabilitation of athletic injuries. 2nd ed. Boston: Allyn & Bacon, 1998.

Iunes DH, Castro FA, Salgado HS, Moura IC, Oliveira AS, Bevilaqua-Grossi D. Confiabilidade intra e interexaminadores e repetibilidade da avaliação postural pela fotogrametria. *Rev Bras Fisioter.* 2005;9(3):327-334.

Jordy CF. A dominância lateral em 182 crianças: 1. Os antímeros, as praxias, a relação estrutura-desempenho. *Arq Neuropsiquiatr* 1995;53(3B):631-8.

Junge A, Dvorak J, Chomiak J, Peterson L, Graf-Bauman T. Medial history and physical findings in football players of different ages and skill levels. *Am J Sports Med.* 2000;28(5):16-21.

Kapandji AI. Fisiologia articular, volume 2: membro inferior. 5ª ed. São Paulo: Panamericana, 2000.

Kendall FP, McCreary EK, Provance PG. Músculos: provas e funções. São Paulo: Manole, 1995.

Kisner C, Colby LA. Exercícios terapêuticos: fundamentos e técnicas. 3ª ed. São Paulo: Manole, 1998.

Ladeira CE. Incidência de lesões no futebol: um estudo prospectivo com jogadores masculinos adultos amadores canadenses. Rev Bras Fisiot. 1999;4(1):39-47.

Levanon J, Dapena J. Comparison of the kinematics of the full-instep and pass kicks in soccer. Med Sci Sports Exerc. 1998;30(6):917-27.

Lillegard WA, Butcher JD, Rucker KS. Manual de medicina esportiva: uma abordagem orientada aos sintomas. 2ª ed. São Paulo: Manole, 2002.

Livingston LA. The quadriceps angle: a review of the literature. J Orthop Sports Phys Ther. 1998;28(2):105-9.

Livingston LA, Mandigo JL. Bilateral Q angle asymmetry and anterior knee pain syndrome. Clinical Biomechanics. 1999;14(1):7-13.

Livingston LA, Spaulding SJ. Optotrack measurement of the quadriceps angle using standardized foot positions. J Athl Train. 2002;37(3):252-5.

Liu H, Yu Y, Schell MC, O'Dell WG, Ruo R, Okunieff P. Optimal marker placement in photogrammetry patient positioning system. Med Phys. 2003;30(2):103-10.

Luo ZP, Berglund L, An KN. Validation of f-scan pressure sensor system: a technical note. J Rehabil Res Dev. 1998;35(2):186-91.

Magge DJ. Avaliação musculoesquelética. 3ª Ed. São Paulo: Manole, 2002.

Manfio EF, Vilardi JR, Abrunhosa VM, Furtado CS, Souza LV. Análise do comportamento da distribuição da pressão plantar em sujeitos normais. *Fisioterapia Brasil*. 2001;2(3):157-68.

McCrory JL, Young MJ, Boulton AJM, Cavanagh PR. Arch index as a predictor of arch height. *The Foot*. 1997;7(3):79-81.

Melo de Paula G, Molinero de Paula VR, Almeida GJM, Machado VEI, Baraúna MA, Bevilaqua-Grosso D. Correlação entre a dor anterior do joelho e a medida do ângulo “Q” por intermédio da fotometria computadorizada. *Rev Bras Fisioter*. 2004;8(1):39-43.

Moore KL, Agur AMR. Fundamentos de anatomia clínica. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.

Olerud C, Berg P. The variation of the Q angle with different positions of the foot. *Clin Orthop*. 1984;191:162-4.

Oliveira GS, Greve JM, Imamura M, Bolliger Neto R. Interpretação das variáveis quantitativas da baropodometria computadorizada em indivíduos normais. *Rev Hosp Clin Fac Med Univ São Paulo*. 1998;53(1):16-20.

Orlin MN, McPoil TG. Plantar pressure assessment. *Phys Ther*. 2000;80(4):399-409.

Paley D, Tetsworth K. Mechanical axis deviation of the lower limbs: preoperative planning of uniapical angular deformities of the tibia or femur. *Clin Orthop Relat Res*. 1992;280:48-64.

Pantano KJ, White SC, Gilchrist L, Leddy J. Differences in peak knee valgus angles between individuals with high and low Q-angles during a single limb squat. *Clin Biomech*. 2005;20(9):966-72.

Pereira MG. Epidemiologia: teoria e prática. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995.

Patel DR, Stier B, Luckstead EF. Major international sport profiles. *Pediatr Clin N Am*. 2002;49(4):769-92.

Pimenta LSM. A importância da liberação pósterio-lateral no tratamento cirúrgico do pé torto congênito idiopático resistente: análise de 35 pés. *Rev Bras Ortop*. 1993;28(10):743-8.

Pitman D, Jack D. A clinical investigation to determine the effectiveness of biomechanical foot orthoses as initial treatment for patellofemoral pain syndrome. *J Prosthet Orthot*. 2000;12(4):110-116.

Piva SR, Fitzgerald K, Irrgang J, Jones S, Hando B, Browder DA, Childs JD. Reliability of measures of impairments associated with patellofemoral pain syndrome. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2006;7(33):1-13.

Pontes LM, Sousa MSC, Lima RT. Perfil dietético, estado nutricional e prevalência de obesidade centralizada em praticantes de futebol recreativo. *Rev Bras Med Esporte*. 2006;12(4):201-5.

Portal do Software para Avaliação Postural. [homepage na internet]. Incubadora Virtual Fapesp São Paulo [atualizada em 17 de janeiro de 2008; acesso em 24 de abril de 2008]. Disponível em <http://sapo.incubadora.fapesp.br/>.

Ribeiro CZP, Akashi PMH, Sacco ICN, Pedrinelli A. Relationship between postural changes and injuries of the locomotor system in indoor soccer athletes. *Rev Bras Med Esporte*. 2003;9(2):98-103.

Ribeiro AP, Trombini-Sousa F, Iunes DH, Monte-Raso VV. Confiabilidade inter e intra-examinador da fotopodometria e intra-examinador da fotopodoscopia. *Rev Bras Fisioter*. 2006;10(4):435-9.

Ricieri DV. Validação de um protocolo de fotogrametria computadorizada e quantificação angular do movimento toracoabdominal durante a ventilação tranqüila [Dissertação de Mestrado em Fisioterapia]. Uberlândia: Centro Universitário do Triângulo – UNITRI, 2000.

Rigueto RR. Estudo do comportamento da distribuição plantar por meio da baropodometria em pacientes portadores de bruxismo do sono após uso de esplinte oclusal [Dissertação de Mestrado]. Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos – SP, 2005.

Sacco ICN, Alibert S, Queiroz BWC, Prepas D, Kieling I, Kimura AA, et al. Confiabilidade da fotogrametria em relação à goniometria para avaliação postural de membros inferiores. *Rev Bras Fisioter.* 2007;11(5):411-7.

Sacco ICN, Melo MCS, Rojas GB, Naki IK, Burgi K, Silveira LTY, et al. Análise biomecânica e cinesiológica de posturas mediante fotografia digital: estudo de casos. *R Bras Ci e Mov.* 2003;11(2):25-33.

Safran MR, Mckeag DB, Van Camp SP. Manual de medicina esportiva. São Paulo: Manole; 2002.

Schweitzer P, Miqüeslluti D. Estudo do padrão postural de jogadores de futebol da categoria infantil. *Fisioterapia Brasil.* 2005;6(6):419-23.

Sendur OF, Gurer G, Yildirim T, Ozturk E, Aydeniz A. Relationship of Q angle and joint hypermobility and Q angle values in different positions. *Clin Rheumatol.* 2006;25(3):304-8.

Smith M, Brooker S, Vincenzino B, McPoil T. Use of anti-pronation taping to assess suitability of orthotic prescription: case report. *Aust J Physiother.* 2004;50(2):111-3.

Soderberg GL. Kinesiology: application to pathological motion. 2<sup>a</sup> ed. Baltimore, Maryland: Williams & Wilkins, 1997.

Souza DR, Gross MT. Comparison of vastus medialis obliquus: vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoral pain. *Phys Ther.* 1991;71(4):310-20.

Staheli LT, Chew DD, Cobertt MT. The longitudinal arch: a survey of eight hundred and eighty-two feet in normal children and adults. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69(3):426-8.

Teixeira HV. Educação Física e desportos. 3ª ed. São Paulo: Saraiva, 1997.

Tekscan Incorporation [homepage na Internet]. User Manual [atualizada em 12 de fevereiro de 2008; acesso em 15 de abril de 2008]. Disponível em <http://www.tekscan.com/medical/system-fscan1.html>.

Tillman MD, Bauer JA, Cauraugh JH, Trimble MH. Differences in lower extremity alignment between males and females: potential predisposing factors for knee injury. *J Sports Med Phys Fitness*. 2005;45(3):355-9.

Tomsich DA, Nitz AJ, Threlkeld AJ, Shapiro R. Patellofemoral alignment: reliability. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1996;23(3):200-8.

Vieira TMM, Oliveira LF. Equilíbrio postural de atletas remadores. *Rev Bras Med Esporte*. 2006;12(3):135-8.

Watson AWS. Sports injuries in footballers related to defects of posture and body mechanics. *J Sports Med Phys Fitness*. 1995;35(4):289-94.

Watson ASW. Posture: introduction and its relationships to participation in sports. *Rev Fisioter Univ São Paulo*. 1997;4(1):1-46.

Wong P, Chamari K, Chaouachi A, Mao DW, Wisloff U, Hing Y. Difference in plantar pressure between the preferred and non-preferred feet in four soccer-related movements. *Br J Sports Med*. 2007;41(2):84-92.

Woodland LH, Francis RS. Parameters and comparisons of the quadriceps angle of college-aged men and women in the supine and standing positions. *Am J Sports Med*. 1992;20(2):208-11.

Yaniv M, Becker T, Goldwirt M, Khamis S, Steinberg DM, Weintroub S. Prevalence of bowlegs among child and adolescent soccer players. *Clin J Sport Med*. 2006; 16(5): 392-6.

Young S. Research for medical photographers: photographic measurement. *J Audiov Media Med.* 2002;25(3):94-8.

## 9 APÊNDICES

### APÊNDICE 1: CARTA INSTITUCIONAL



## UNIVERSIDADE CATÓLICA DE BRASÍLIA - UCB

Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Educação Física

A Universidade Católica de Brasília – UCB, por intermédio do pesquisador Prof. Dr. GUSTAVO DE AZEVEDO CARVALHO, vem convidar esta equipe de futebol a participar da pesquisa intitulada “*Influência do ângulo quadriciptal (Q) na distribuição da pressão plantar em jogadores de futebol do Distrito Federal*”, na qual servirá para produção da Dissertação de Mestrado de RAFAEL GONÇALVES BRAZ.

A relevância do trabalho baseia-se na identificação de locais de sobrecarga e nas possíveis alterações mecânicas, o que deve encorajar programas de prevenção e preservação da integridade física, prolongando, dessa forma, a vida útil do atleta.

Serão avaliados os atletas da equipe de todas as posições táticas, à exceção dos goleiros, porque estes apresentam características distintas dos demais em relação ao gesto esportivo.

O trabalho será desenvolvido no Laboratório de Biomecânica da UCB, sala A-015. Todas as informações e dados obtidos serão sigilosos e utilizados somente para esta pesquisa. Não haverá risco ou desconforto para o participante. É responsabilidade dos pesquisadores solucionar quaisquer dúvidas e intercorrências que possam surgir durante a realização das mensurações.

Os voluntários têm total liberdade de recusar a sua participação ou de retirar seu consentimento a qualquer momento.

Brasília, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 200\_\_\_\_\_.

---

Gustavo de Azevedo Carvalho  
Orientador

---

RAFAEL GONÇALVES BRAZ  
Pesquisador Responsável

## APÊNDICE 2: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO



## UNIVERSIDADE CATÓLICA DE BRASÍLIA

**NOME DO PARTICIPANTE:** \_\_\_\_\_

**Pesquisador Responsável: RAFAEL GONÇALVES BRAZ**

**Contato: (61) 8436-1821 / 3352-7131 / ragobraz@yahoo.com.br**

**ORIENTADOR: Prof. Dr. GUSTAVO DE AZEVEDO CARVALHO**

O presente trabalho “**INFLUÊNCIA DO ÂNGULO QUADRICIPTAL (Q) NA DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR EM JOGADORES DE FUTEBOL DO DISTRITO FEDERAL**” tem por objetivo verificar possíveis associações entre a distribuição de pressão exercida pelos pés e o ângulo Q dos atletas de futebol, comparando com indivíduos não praticantes deste esporte. A pesquisa será desenvolvida no Laboratório de Biomecânica da Universidade Católica de Brasília – UCB (Sala A-015).

Serão realizados os seguintes procedimentos: identificação geral do participante, captação de imagem fotográfica da vista anterior e análise da pressão plantar estática. Com o objetivo de facilitar a identificação das estruturas anatômicas e suas marcações, o indivíduo será orientado a permanecer somente de short curto para a foto e avaliação da pressão plantar estática.

São garantidos o sigilo e a privacidade dos dados obtidos na pesquisa. As informações provenientes deste estudo serão utilizadas para fins de publicação. Não haverá risco ou desconforto para o participante.

O voluntário tem total liberdade de recusar a sua participação ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa.

Eu, \_\_\_\_\_, venho por meio deste manifestar meu consentimento em participar da pesquisa referida. Estou ciente que sou livre para participar, e que todas as informações por mim prestadas são sigilosas e serão utilizadas somente para este estudo. As divulgações das informações serão anônimas e em conjunto com as respostas de um grupo de pessoas.

Foi dada ainda a garantia de liberdade de recusar-me a participar, sem que isso traga qualquer penalização a mim ou à pesquisa indicada.

Desta forma, autorizo que as informações prestadas e as mensurações obtidas de minha pessoa sejam utilizadas neste trabalho.

Brasília, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2008.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do participante

\_\_\_\_\_  
Pesquisador

### APÊNDICE 3: FICHA DE IDENTIFICAÇÃO E ANAMNESE

NOME: \_\_\_\_\_

IDADE: \_\_\_\_\_ anos                      TELEFONES: \_\_\_\_\_

E-mail: \_\_\_\_\_

ESTATURA (m)\* \_\_\_\_\_                      MASSA CORPORAL (kg)\* \_\_\_\_\_

IMC (kg/m<sup>2</sup>)\* \_\_\_\_\_

\* Mensurações a serem obtidas no momento da coleta.

DOMINÂNCIA PARA MEMBROS INFERIORES:    ( ) Destro            ( ) Canhoto

#### DADOS CLÍNICOS PREGRESSOS:

- Apresentou algum diagnóstico traumato-ortopédico em membros inferiores nos últimos 2 anos? Sim/Não?

Data do diagnóstico: \_\_\_\_\_

Segmento afetado (quadril, coxa, joelho, perna, tornozelo, pé): \_\_\_\_\_

- ( ) Entorse                      ( ) Laceração ligamentar                      ( ) Outra. Qual?  
 ( ) Contusão                      ( ) Luxação/subluxação                      \_\_\_\_\_  
 ( ) Lesão muscular                      ( ) Fratura

#### **SOMENTE PARA ATLETAS DE FUTEBOL:**

TEMPO DE PRÁTICA ESPORTIVA: \_\_\_\_\_ anos

POSIÇÃO: ( ) Zagueiro    ( ) Lateral    ( ) Volante    ( ) Meia    ( ) Atacante

HÁ QUANTO TEMPO ATUA NESTA POSIÇÃO? \_\_\_\_\_

CLUBE: \_\_\_\_\_

## 10 ANEXOS

ANEXO A: QUESTIONÁRIO DE BAECKE (1982), VALIDADO POR FLORINDO E LATORRE (2003) PARA HOMENS ADULTOS BRASILEIROS:

### QUADRO 1 - Questionário de atividade física habitual (AFH):

**Por favor, circule a resposta apropriada para cada questão pensando nos últimos 12 meses:**

1. Você pratica ou praticou esporte ou exercício físico nos últimos 12 meses?

sim/não \_\_\_\_\_

Qual esporte ou exercício físico você pratica ou praticou mais frequentemente?

\_\_\_\_\_

– quantas horas por semana? \_\_\_\_\_

– quantos meses por ano? \_\_\_\_\_

Se você faz ou fez um segundo esporte ou exercício físico, qual o tipo? \_\_\_\_\_

– quantas horas por semana? \_\_\_\_\_

– quantos meses por ano? \_\_\_\_\_

2. Em comparação com outros da minha idade, eu penso que minha atividade física durante as horas de lazer é:

muito maior/maior/a mesma/menor/muito menor (5 4 3 2 1)

3. Durante as horas de lazer eu sou:

muito frequentemente/freqüentemente/algumas vezes/raramente/nunca (5 4 3 2 1)

4. Durante as horas de lazer eu pratico esporte ou exercício físico:

nunca/raramente/algumas vezes/freqüentemente/muito frequentemente (1 2 3 4 5)

5. Durante as horas de lazer eu vejo televisão:

nunca/raramente/algumas vezes/freqüentemente/muito frequentemente (1 2 3 4 5)

6. Durante as horas de lazer eu ando:

nunca/raramente/algumas vezes/freqüentemente/muito frequentemente (1 2 3 4 5)

7. Durante as horas de lazer eu ando de bicicleta:

nunca/raramente/algumas vezes/freqüentemente/muito frequentemente (1 2 3 4 5)

8. Durante quantos minutos por dia você anda a pé ou de bicicleta indo e voltando do trabalho, escola ou compras?

< 5/5-15/16-30/31-45/> 45. Total em minutos: (1 2 3 4 5)

## QUADRO 2 - Fórmulas para cálculo dos escores do questionário Baecke de AFH:

### Exercícios físicos no lazer (EFL)

#### Cálculo da primeira questão referente à prática de esportes/exercícios físicos:

- Intensidade (tipo de modalidade) = **0,76** para modalidades com gasto energético leve ou **1,26** para modalidades com gasto energético moderado ou **1,76** para modalidades com gasto energético vigoroso (**determinado pela resposta do tipo de modalidade: o gasto energético da modalidade deve ser conferido no compêndio de atividades físicas de Ainsworth, 2000**).
- Tempo (horas por semana) = **0,5** para menos de uma hora por semana ou **1,5** entre maior que uma hora e menor que duas horas por semana ou **2,5** para maior que duas horas e menor que três horas por semana ou **3,5** para maior que três e até quatro horas por semana ou **4,5** para maior que quatro horas por semana (**determinado pela resposta das horas por semana de prática**).
- Proporção (meses por ano) = **0,04** para menor que um mês ou **0,17** entre um e três meses ou **0,42** entre quatro e seis meses ou **0,67** entre sete e nove meses ou **0,92** para maior que nove meses (**determinado pela resposta dos meses por ano de prática**).

#### Para o cálculo do escore desta questão, os valores devem ser multiplicados e somados:

Modalidade 1 = (Intensidade\*Tempo\*Proporção) + Modalidade 2 = (Intensidade\*Tempo\*Proporção).

Para o valor final, será estipulado um escore de acordo com os valores obtidos na fórmula: 0 (sem exercício físico) = 1/entre 0,01 até < 4 = 2/entre 4 até < 8 = 3/entre 8 até < 12 = 4/≥12,00 = 5.

Os escores das questões dois a quatro serão obtidos de acordo com as respostas das escalas de Likert. O escore final de EFL deverá ser obtido de acordo com a fórmula especificada abaixo:

Score de EFL = (questão 1 + questão 2 + questão 3 + questão 4) / 4.

### Atividades físicas de lazer e locomoção (ALL)

Os escores das questões cinco a oito serão obtidos de acordo com as respostas das escalas de Likert. O escore final de ALL deverá ser obtido de acordo com a fórmula especificada abaixo:

Score de ALL = [(6 – questão 5) + questão 6 + questão 7 + questão 8] / 4.

**ESCORE TOTAL (ET) = EFL + ALL.**

Questionário de Baecke original (BAECKE; BUREMA; FRIJTERS. 1982)

QUESTIONNAIRE, WORDS, AND INDICES OF CALCULATION OF SCORES ON HABITUAL PHYSICAL ACTIVITY		
1) What is your main occupation?		1 — 3 — 5
2) At work I sit never/seldom/sometimes/often/always		1 — 2 — 3 — 4 — 5
3) At work I stand never/seldom/sometimes/often/always		1 — 2 — 3 — 4 — 5
4) At work I walk never/seldom/sometimes/often/always		1 — 2 — 3 — 4 — 5
5) At work I lift heavy loads never/seldom/sometimes/often/very often		1 — 2 — 3 — 4 — 5
6) After working I am tired very often/often/sometimes/seldom/never		5 — 4 — 3 — 2 — 1
7) At work I sweat very often/often/sometimes/seldom/never		5 — 4 — 3 — 2 — 1
8) In comparison with others of my own age I think my work is physically much heavier/heavier/as heavy/lighter/much lighter		5 — 4 — 3 — 2 — 1
9) Do you play sport? yes/no		5 — 4 — 3 — 2 — 1
If yes:		
— which sport do you play most frequently?		Intensity 0.76 — 1.26 — 1.76
— how many hours a week?	<1/1-2/2-3/3-4/>4	Time 0.5 — 1.5 — 2.5 — 3.5 — 4.5
— how many months a year?	<1/1-3/4-6/7-9/>9	Proportion 0.04 — 0.17 — 0.42 — 0.67 — 0.92
If you play a second sport:		
— which sport is it?		Intensity 0.76 — 1.26 — 1.76
— how many hours a week?	<1/1-2/2-3/3-4/>4	Time 0.5 — 1.5 — 2.5 — 3.5 — 4.5
— how many months a year?	<1/1-3/4-6/7-9/>9	Proportion 0.04 — 0.17 — 0.42 — 0.67 — 0.92
10) In comparison with others of my own age I think my physical activity during leisure time is much more/more/the same/less/much less		5 — 4 — 3 — 2 — 1
11) During leisure time I sweat very often/often/sometimes/seldom/never		5 — 4 — 3 — 2 — 1
12) During leisure time I play sport never/seldom/sometimes/often/very often		1 — 2 — 3 — 4 — 5
13) During leisure time I watch television never/seldom/sometimes/often/very often		1 — 2 — 3 — 4 — 5
14) During leisure time I walk never/seldom/sometimes/often/very often		1 — 2 — 3 — 4 — 5
15) During leisure time I cycle never/seldom/sometimes/often/very often		1 — 2 — 3 — 4 — 5
16) How many minutes do you walk and/or cycle per day to and from work, school and shopping? <5/5-15/15-30/30-45/>45		1 — 2 — 3 — 4 — 5
Calculation of the simple sport-score (I <sub>9</sub> ): (a score of zero is given to people who do not play a sport)		
$I_9 = \sum_{i=1}^9 (\text{intensity} \times \text{time} \times \text{proportion})$ $= 0/0.01 < 4/4 < 8/8 < 12/12$		
Calculation of scores of the indices of physical activity:		
Work index = [I <sub>1</sub> + (6 - I <sub>2</sub> ) + I <sub>3</sub> + I <sub>4</sub> + I <sub>5</sub> + I <sub>6</sub> + I <sub>7</sub> + I <sub>8</sub> ]/8		
Sport index = [I <sub>9</sub> + I <sub>10</sub> + I <sub>11</sub> + I <sub>12</sub> ]/4		
Leisure-time index = [(6 - I <sub>13</sub> ) + I <sub>14</sub> + I <sub>15</sub> + I <sub>16</sub> ]/4		

ANEXO B: APROVAÇÃO DO TRABALHO PELO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA  
DA UCB



Universidade Católica de Brasília - UCB  
Comitê de Ética em Pesquisa - CEP

Brasília, 12 de dezembro de 2007

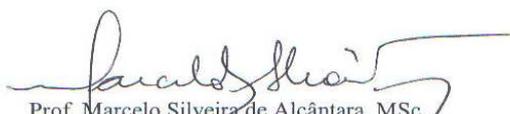
Ofício CEP/UCB Nº177 /2007

Prezados senhores,

É com satisfação que informamos formalmente a V. Sas. que o projeto “Influência do ângulo Q dos joelhos na distribuição da pressão plantar em jogadores profissionais de futebol do Distrito Federal,” foi aprovado por este CEP em sua 69ª Reunião, realizada em 10 de dezembro do corrente ano, podendo, portanto, ter a sua fase de coleta de dados iniciada. Informamos ainda que no prazo máximo de 1 (um) ano a contar desta data deverá ser enviado a este CEP um relatório sucinto sobre o andamento da presente pesquisa. Informamos que para efeito de publicação, o presente projeto encontra-se registrado sob o Nº.CEP/UCB132/2007.

Esperando poder servi-los em outra ocasião, apresentamos nossos votos de estima e consideração.

Atenciosamente,



Prof. Marcelo Silveira de Alcântara, MSc.  
Coordenador  
Comitê de Ética em Pesquisa - UCB

Ilmos Srs.  
Gustavo Azevedo Carvalho e Rafael Gonçalves Braz.  
Brasília – DF  
NESTA

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)