ANDREA NAOMI ONODERA

# Influência das características mecânicas da entressola e da estrutura do cabedal de calçados esportivos na percepção do conforto e na biomecânica da corrida

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências

Programa de Ciências da Reabilitação

Orientadora: Profa. Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco

São Paulo

2016

ANDREA NAOMI ONODERA

# Influência das características mecânicas da entressola e da estrutura do cabedal de calçados esportivos na percepção do conforto e na biomecânica da corrida

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências

Programa de Ciências da Reabilitação

Orientadora: Profa. Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco

SÃO PAULO

2016

**Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)**

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Onodera, Andrea Naomi
Influência das características mecânicas da entressola e da estrutura do cabedal de calçados esportivos na percepção do conforto e na biomecânica da corrida / Andrea Naomi Onodera. -- São Paulo, 2016.
Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Programa de Ciências da Reabilitação.
Orientador: Isabel de Camargo Neves Sacco.

Descritores: 1.Fenômenos biomecânicos 2.Amortecimento 3.Pressão 4.Percepção 5.Aprendizado de máquina supervisionado 6.Corrida 7.Sapatos

USP/FM/DBD-235/16

Dedico este trabalho à minha família.
Toda virtude, toda dedicação, toda a busca pela
excelência tem a mesma finalidade:
Mudar, pelo menos, o mundo daqueles que
amamos e que nos rodeiam.
À minha querida família!

## AGRADECIMENTOS

Meus sinceros agradecimentos a todos que contribuíram de alguma forma para o desenvolvimento desta obra. Um agradecimento especial à minha orientadora e amiga, profa Dra Isabel Sacco, que sempre me deu apoio, incentivo e exemplo em busca da excelência na pesquisa científica e docência. Obrigada por ter aceitado me orientar a 1000 km de distância, mesmo com todas as desvantagens que essa condição traz. Obrigada por sempre estar ao meu alcance quando mais precisei de seus sábios conselhos e duras orientações quando necessárias. E obrigada pelo carinho com que sempre me recebeu nestes 14 anos de convivência acadêmica.

Agradeço de forma muito calorosa a Maria Isabel Roveri (Belzinha para os labimphianos) que mesmo com sua rotina particular a cumprir, se dedicou de coração aberto a esta pesquisa. Obrigada por ter gasto todas as suas férias de 2014 para fazer coletas de dados em Ivoti, e suas preciosas horas de laboratório para tratar dados e me auxiliar com as burocracias da USP. Tenho certeza que este doutorado não seria possível sem você.

Agradeço profundamente à Dass Nordeste Calçados e Artigos Esportivos SA por terem concedido a oportunidade pioneira de realizar uma pesquisa desta extensão dentro de sua instituição. Tenho certeza que parcerias como esta (USP-Dass) são chave do sucesso na incorporação da Cultura de Inovação, e desenvolvimento de produtos com mais qualidade agregada. Agradeço de forma especial meu gestor e gerente executivo, Jonas Schneider, por ter acreditado em mim, no projeto e no desafio de associar a academia e a indústria. Por sempre ter apostado no potencial da biomecânica dentro da rotina da fábrica, na implementação desta ciência no dia-a-dia dos colaboradores Dass, e por me orientar e aconselhar diariamente neste desafio mesmo com tantas outras demandas profissionais. Somos hoje pioneiros em possuir a biomecânica dentro da indústria calçadista, e fico feliz de estarmos apenas no começo da jornada.

Meus sinceros agradecimentos a toda equipe técnica da Dass que me auxiliou a desenvolver os materiais, os protótipos de calçados utilizados, e a realizar as coletas

deste doutorado. Em especial ao químico Marcio Linden por ter desenvolvido inúmeras amostras de EVA até conseguirmos as características especificadas. Ao modelista técnico Alexandro Rodrigo da Rosa por ter desenhado e desenvolvido os cabedais de acordo com a proposta do projeto. Aos meus companheiros de laboratório Wagner Rosa de Oliveira e Luana Führ por terem dedicado seu tempo e empenho nas coletas, tabulações de dados e por compartilharem dos meus momentos de aflição e alegria enquanto desenvolvi este doutorado. Meu aprendizado com a equipe técnica é intenso e diário desde meu primeiro dia de trabalho na empresa. Obrigada por me proporcionarem um aprendizado que não encontro nos livros.

Meu enorme agradecimento aos caríssmos Prof Dr Julio Cerca Serrão, prof Dr Reginaldo K Fukuchi e prof Dr Wilson P Gavião Neto que participaram do meu exame de qualificação e fizeram valiosas contribuições que enriqueceram muito meu trabalho. Agradeço em especial o prof Wilson, por ter me instigado e ensinado tanto em tão pouco tempo sobre técnicas de machine learning.

Aos apaixonantes corredores que participaram deste estudo, aqueles que não medem esforços para contribuir com a ciência e conhecimento neste esporte. Àqueles que correm para quebrar records, por vício em adrenalina, ou meramente para manter boa qualidade de vida, meu admirado muito obrigado. Sem vocês esta tese não teria meio nem fim.

Às sempre solícitas e simpáticas Ana's, secretárias da pós-graduação. Ana Kazuie de Aquino Nakazone e Ana Maria Dias Dantas, muito obrigada por sempre responderem rapidamente aos meus emails e sempre compreenderem minha situação de aluna fisicamente distante.

A meus queridos Labimphianos, grupo que nestes anos de doutorado se comprovou mais sólido do que nunca. Que mesmo à distância, nunca deixaram de lembrar de mim. Obrigada pelas dezenas de reuniões de laboratório por skype em que sempre alguém ficou operando o computador e verificando se minha conexão ainda estava ligada. Obrigada pelos jantares e happy hours em que grande número de labimphianos se mobilizou para me incluir no grupo. E muitíssimo obrigada para aquelas compreensivas almas que foram minhas mãos e pernas para assuntos burocráticos da pós-graduação. Sinto muito não ter convivido mais intensamente com

vocês, mas estou de alma limpa que fiz o melhor que pude com as condições que tive.

E finalmente e não menos importante, meu infinito agradecimento às minhas famílias:

À minha família de sangue que sempre me passou os valores mais importantes no ser humano, e me incentivou a buscar sempre mais conhecimento e aprimoramento. Ao meu pai Ichiro que me liga por skype aos domingos de manhã especialmente para perguntar “em que pé anda minha pesquisa”, à minha querida mãe Tizuco que me aguarda ansiosamente com jantar pronto e quarto preparado sempre que vou a São Paulo resolver assuntos sobre o doutorado, ao meu caridoso irmão Seiichi que me emprestou seu carro para que eu fosse de forma menos desgastante à USP em todas as minhas reuniões da pós-graduação. Sem vocês eu não seria metade do que sou hoje.

E à minha nova família que adquiri durante os anos deste doutorado. Sr. Ayr, D. Beth, Cecília e Daniel, família que me incentiva diariamente a concluir esta etapa para começar a próxima. Obrigada por toda torcida. Estou pronta para o próximo degrau! Ao meu querido marido Eduardo, meu profundo e infinito agradecimento. Obrigada por ter decidido mudar de estado para que pudéssemos começar nosso convívio quando decidi iniciar o doutorado. Obrigada por todos os jantares que você preparou enquanto eu estava escrevendo, pesquisando e analisando dados. Obrigada por toda paciência, que sei que é particularmente escassa e valiosa. Obrigada por sempre me incentivar e motivar a me dedicar ao doutorado, mesmo que isso tenha custado várias horas e finais de semana nossos. Graças a você estou aqui, finalizando esta etapa, mais feliz e mais completa, como nunca estive.

*"I believe in innovation and that the way you get innovation*

*is you fund research and you learn the basic facts."*

– Bill Gates –

## NORMALIZAÇÃO ADOTADA

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

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

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Divisão de Biblioteca e Documentação. *Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias*. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 3a ed. São Paulo: Divisão de Biblioteca e Documentação; 2011.

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

# SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS ..... IX

LISTA DE TABELAS ..... X

LISTA DE FIGURAS ..... XI

RESUMO ..... XIII

ABSTRACT ..... XV

1. INTRODUÇÃO ..... 1

2. OBJETIVOS ..... 4

3. ATUALIZAÇÃO DA LITERATURA ESPECÍFICA ..... 5

3.1. O CALÇADO DE CORRIDA E SUAS PARTES ..... 5

3.2. AS PROPRIEDADES FÍSICO-QUÍMICAS DE ESPUMAS POLIMÉRICAS UTILIZADAS EM ENTRESSOLAS ..... 6

3.3. A INFLUÊNCIA DE DIFERENTES CALÇADOS NO AMORTECIMENTO DE IMPACTO NA CORRIDA ..... 11

3.4. A RELAÇÃO ENTRE PERCEPÇÃO DE CONFORTO E VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS DA CORRIDA ..... 16

3.5. MACHINE LEARNING COMO FORMA DE ANÁLISE DE DADOS BIOMECÂNICOS ..... 20

4. MÉTODOS ..... 23

4.1. CASUÍSTICA ..... 23

4.2. CALÇADOS DE TESTE ..... 24

4.3. PROCEDIMENTOS ..... 27

4.4. TRATAMENTO MATEMÁTICO DOS DADOS ..... 34

4.5. ANÁLISE DE MACHINE LEARNING ..... 37

4.6. ANÁLISE ESTATÍSTICA INFERENCIAL DOS DADOS ..... 39

5. APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS E DISCUSSÃO ..... 41

7. LIMITAÇÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS ..... 72

8. CONCLUSÕES ..... 74

ANEXO 1 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO ..... 77

ANEXO 2 - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA E PESQUISA ..... 78

ANEXO 3 – AVALIAÇÃO INICIAL E QUESTIONÁRIO DE CONFORTO DO CALÇADO..... 79

9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS ..... 85

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVAs – análises de variância

cm – centímetros

$cm^2$ – centímetro quadrado

EVA – etil vinil acetato

et. al. – e outros

FPI – *foot posture index*

g – gramas

Hz – hertz

Km – quilômetros

Km/h – quilômetros por hora

kPa - quilopascal

m – metros

mm – milímetros

ms - milissegundos

PC – peso corporal

PC/s – peso corporal por segundo

PC.s – peso corporal Segundo

PU - poliuretano

◦ - graus

< - menor que

> - maior que

# LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características físicas dos calçados utilizados para as coletas biomecânicas. ..... 26
Tabela 2 – Descrição da amostra através de médias, mínimos e máximos das variáveis antropométricas contínuas, e proporção para as variáveis categóricas sobre prática da corrida e postura dos pés. ..... 30
Tabela 3 - Médias e desvios padrão das variáveis de força reação do solo para cada calçado, o p-valor das ANOVA para medidas repetidas, e o resultados do pós-teste de Bonferroni. ..... 43
Tabela 4 - Médias e desvios padrão da área de contato para cada calçado em cada área plantar, o p-valor dos testes de Friedman, e o resultados do Wilcoxon para amostras pareadas. ..... 44
Tabela 5 - Médias e desvios padrão do pico de pressão plantar e tempo de contato de cada calçado em cada área plantar, o p-valor das ANOVA para medidas repetidas, e o resultados do pós-teste de Bonferroni. ..... 45
Tabela 6 - Médias e desvios padrão das variáveis de cinemática das articulações de tornozelo, joelho e quadril, nos planos sagital e frontal para cada calçado, o p-valor das ANOVA para medidas repetidas, e o resultados do pós-teste de Bonferroni. ..... 49
Tabela 7 - Médias e desvios padrão das variáveis de conforto para cada calçado, o p-valor das ANOVAs para medidas repetidas, e o resultados do pós-teste de Bonferroni. ..... 50
Tabela 8 - Valor de r das correlações de Pearson entre força reação do solo na fase de contato inicial do calcanhar com o solo e o conforto do amortecimento do calcanhar e conforto geral, para cada calçado e considerando a média de todas as condições de calçado. ..... 51
Tabela 9 - Valor de r das correlações de Pearson entre as variáveis cinemáticas no plano sagital de tornozelo e joelho e o conforto geral, para cada calçado e considerando a média de todas as condições de calçados. ..... 54
Tabela 10 - Valor de r das correlações de Pearson entre as variáveis cinemáticas no plano frontal de tornozelo e o conforto sobre o ajuste do contraforte, controle médio lateral e conforto geral, para cada calçado e considerando a média de todas as condições de calçados. ..... 56
Tabela 11 - Valor de r das correlações de Pearson entre as variáveis de pico de pressão plantar em todas as áreas plantares e o conforto sobre o amortecimento em calcanhar, amortecimento em antepé e conforto geral, para cada calçado e considerando a média de todas as condições de calçados. ..... 57
Tabela 12 - Distribuição de cada subconjunto de variáveis de acordo com o ranking da *Information Gain* para a comparação entre resiliência dos materiais de amortecimento. ..... 61
Tabela 13 - Distribuição de cada subconjunto de variáveis de acordo com o ranking da *Information Gain* para a comparação entre estrutura de cabedais. ..... 62

# LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Partes básicas que compõem o calçado esportivo, sendo a mais superior, o cabedal (A), a intermediária, a entressola (B) e a mais inferior, o solado (C). (Figura cedida por DASS Nordeste Calçados e Artigos Esportivos SA). ..... 5
Figura 2 - Microscopia eletrônica das células de EVA (Adaptado de Mills 2003). ..... 7
Figura 3 - Representação do ensaio mecânico ASTM D2632 – 15 que padroniza o teste mecânico de resiliência de borracha por *rebound* vertical. O corpo de prova encontra-se destacado a 400 mm de altura do material oval em teste na base do equipamento. ..... 9
Figura 4 - Representação gráfica da curva de força-deslocamento, onde as linhas verticais representam a energia de impacto aplicada e as linhas horizontais representam a energia de retorno. (Adaptado de Verdejo, 2003). ..... 10
Figura 5 - (A) Cabedal estruturado: Com espuma em colarinho, lingueta, peças com costuras, tecido do cabedal duplo, com contraforte. (B) Cabedal minimalista: Leve, em tela, sem costuras, peças fusionadas, sem contraforte nem espuma na lingueta..... 25
Figura 6 - (A) Material de amortecimento de Baixa resiliência: 5% de retorno de energia. (B) Material de amortecimento de Alta resiliência: 55% de retorno de energia..... 25
Figura 7 - Fluxograma das etapas da coleta de dados do estudo..... 27
Figura 8 - Sistema Pedar X composto por palmilha capacitiva, condicionador de sinais, unidade de Bluetooth, bateria e fitas velcro para fixação dos cabos..... 31
Figura 9 - Corredor equipado com palmilha dentro do calçado, cinto de neoprene com condicionador de sinais do sistema Pedar X (Novel, Alemanha). ..... 31
Figura 10 - (A) Protocolo de marcas e vestuário necessário para coletas. (B) Materiais utilizados durante as coletas: álcool e gaze para limpeza da pele prévia à fixação dos marcadores, fita adesiva para fixação dos marcadores refletivos, marcadores refletivos, fita métrica e antropômetro para mensuração das distâncias antropométricas, exigidas pelo software Nexus. ..... 32
Figura 11 - Equipamento para captura de imagens do movimento humano (VICON): (A) Câmera T-40, (B) Instrumento para calibração do espaço de coleta. ..... 32
Figura 12 - Imagem da disposição da plataforma de força e das câmeras infravermelhas na passarela de 25 m no Laboratório de Biomecânica da DASS Nordeste Calçados e Artigos Esportivos SA. ..... 33
Figura 13 - Representação gráfica das variáveis de Força Reação do Solo vertical e anteroposterior, onde (A) é o primeiro pico da força vertical (%PC); (B) segundo pico de força vertical (%PC), (C) *Loading rate* (PC/s), (D) Taxa de propulsão (PC/s), (E) Primeiro pico da força horizontal anteroposterior (%PC), (F) Impulsos de desaceleração anteroposterior. ..... 36
Figura 14 - Representação gráfica das quatro regiões avaliadas na pressão plantar: retropé (0~31% do comprimento), mediopé (31%~64% do comprimento), antepé medial englobando primeiro metatarso e hálux (64%~100% do comprimento, 0~59% da largura), antepé lateral englobando demais metatarsos e artelhos (64% ~100% do comprimento,59% ~ 100% da largura) ..... 36
Figura 15 - Acurácia média e desvio padrão para cada subconjunto de variáveis de entrada com os maiores valores de *Information gain* para discriminar resiliência dos

materiais. A linha vermelha considera todos os sujeitos juntos. A linha azul considera cada indivíduo isoladamente. ..... 63
Figura 16 - (A) Séries temporais médias da força de reação do solo para diferentes resiliências dos materiais de amortecimento. (B) Séries temporais médias de cinemática das articulações em todos os planos de movimento para materiais de diferentes resiliências. As linhas azuis representam a condição de amortecimento de baixa resiliência e linhas pontilhadas vermelhas representam a condição de amortecimento de alta resiliência. As 200 variáveis de maiores valores de IG estão destacadas nas caixas amarelas. ..... 64
Figura 17 - Acurácia média e desvio padrão para cada subconjunto de variáveis de entrada com os maiores valores de *Information gain* para discriminar estrutura de cabedais. A linha vermelha considera todos os sujeitos juntos. A linha azul considera cada indivíduo isoladamente. ..... 65
Figura 18 – (A) Séries temporais médias da força de reação do solo para diferentes estruturas de cabedal. (B) Séries temporais médias de cinemática das articulações em todos os planos de movimento para diferentes estruturas de cabedal. As linhas pretas representam a condição de amortecimento de baixa resiliência e linhas pontilhadas rosa representam a condição de amortecimento de alta resiliência. As 200 variáveis de maiores valores de IG estão destacadas nas caixas amarelas..... 67

# RESUMO

**Onodera AN.** *Influência das características mecânicas da entressola e da estrutura do cabedal de calçados esportivos na percepção do conforto e na biomecânica da corrida* [tese] São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2016.

O presente estudo teve por objetivo investigar a influência de duas diferentes resiliências de materiais de amortecimento e de dois tipos de cabedais de calçados esportivos na cinemática e cinética de membro inferior e na percepção do conforto durante a corrida. Também investigamos as possíveis relações entre o conforto percebido e as variáveis biomecânicas capturadas. Para tal, foram avaliados 42 corredores recreacionais adultos, com no mínimo de um ano de experiência em corrida de rua, com mínimo de dois treinos regulares por semana, e com volume de treino semanal superior a 5 km. Foram avaliadas quatro condições de calçados aleatorizadas para cada corredor (material de amortecimento de baixa resiliência e cabedal estruturado, material amortecimento de alta resiliência e cabedal estruturado, material de amortecimento de baixa resiliência e cabedal minimalista, e material amortecimento de alta resiliência e cabedal minimalista). Após avaliação antropométrica e postural do complexo tornozelo/pé, os corredores realizaram corridas em uma pista de 25 metros em laboratório. A avaliação biomecânica foi realizada usando seis câmeras infravermelhas (VICON T-40, Oxford, UK) a 300 Hz, sincronizadas a duas plataformas de força (AMTI BP-600600, Watertown, USA) para aquisição da força reação do solo a 1200 Hz, e palmilhas instrumentas com sensores capacitivos (Pedar X System, Novel, Munique, Alemanha) a 100 Hz. A percepção subjetiva de conforto em cada condição foi avaliada por meio de um questionário de conforto para calçados. As comparações estatísticas entre os calçados foram verificadas por meio de análises de variância (ANOVAs) para medidas repetidas, e correlação de Pearson para verificar as relações entre o conforto e as variáveis biomecânicas ($\alpha$=0,05). Realizou-se uma análise de *Machine Learning* para capturar variáveis da série temporal completa das curvas de cinemática e cinética que discriminassem os calçados estudados. Construímos uma matriz de entrada nas dimensões 1080 x 1242 para a análise por *Machine learning*. Os resultados demonstram que há uma interação entre as condições de cabedal e material de amortecimento que faz com que as comparações de resiliência se comportem de forma distinta para cabedais minimalistas e para cabedais estruturados. Contrariamente ao esperado, para os calçados de cabedal estruturado, as resiliências não foram diferentes entre si, e para o cabedal minimalista, os corredores apresentaram impactos mais altos com o material de baixa resiliência. A estrutura de cabedal influenciou a absorção de impacto, onde o cabedal minimalista apresentou impactos mais altos que o cabedal estruturado. Sobre o conforto, a condição de cabedal minimalista e material de baixa resiliência obteve as piores notas em cinco de nove quesitos do questionário. Em alguns quesitos ele foi o pior avaliado dentre todas as demais condições (como no amortecimento do calcanhar e no conforto geral). O cabedal minimalista recebeu pior avaliação que os cabedais estruturados no quesito controle médio-lateral da avaliação de conforto. Observou-se que a correlação entre as variáveis biomecânicas e as variáveis de conforto considerando todos os calçados conjuntamente, apesar de apresentarem valores significativos para algumas associações, foram sempre correlações fracas, abaixo de 30%. Ao se analisar cada condição de calçado isoladamente, em algumas se observou correlação moderada entre as variáveis biomecânicas e o conforto ($r$ >31%, $p$<0,05), o que não se verificou em outras condições de calçados. Cada calçado gera condições particulares que

favorecem ou não a associação entre conforto e repostas biomecânicas. Sobre a análise de *Machine Learning,* a metodologia foi capaz de diferenciar com sucesso os dois materiais de resiliência diferentes utilizando 200 (16%) variáveis biomecânicas disponíveis com uma precisão de 84,8%, e os dois cabedais com uma precisão de 93,9%. A discriminação da resiliência da entressola resultou em níveis de acurácia mais baixos do que a discriminação dos cabedais de calçados. Em ambos os casos, no entanto, as forças de reação do solo estavam entre as 25 variáveis mais relevantes. As 200 variáveis mais relevantes que discriminaram as duas resiliências estavam distribuídas em curtas janelas de tempo, ao longo de toda série temporal da cinemática e força. Estas janelas corresponderam a padrões individuais de respostas biomecânicas, ou a um grupo de indivíduos que apresentaram as mesmas respostas biomecânicas frente aos diferentes materiais de amortecimento. Como conclusão, destacamos que o cabedal tem maior influência que o material de amortecimento quando se trata da biomecânica da corrida e conforto subjetivo. Nos cabedais estruturados, a resiliência do material da entressola não diferenciou a biomecânica da corrida. A resiliência do material de amortecimento causa efeitos importantes sobre o impacto do calcanhar (menores *loading rate*, frequência mediana, pico de pressão em retropé) durante a corrida em cabedais com pouca estrutura. Alterações biomecânicas devido à resiliência do material de amortecimento parecem ser dependentes do sujeito, enquanto as relacionadas à estrutura de cabedal parecem ser mais sujeito independente. Sugere-se ter cautela ao afirmar que um calçado mais confortável também gerará respostas positivas biomecânicas, pois as associações entre essas variáveis analisando todos os calçados conjuntamente foram sempre correlações fracas. As correlações moderadas e particulares de cada condição de calçado com determinadas variáveis de conforto nos levam a concluir que os materiais aplicados nos calçado favorecem mais ou menos a percepção de determinada característica de conforto.

**Descritores:** fenômenos biomecânicos; amortecimento; pressão; percepção; aprendizado de máquina supervisionada; corrida; sapatos

# ABSTRACT

**Onodera AN.** *Influence of mechanical characteristics of midsole and upper structure of running shoes in the comfort and biomechanics of running* [thesis] São Paulo: "Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo"; 2016.

The aim of this study was to investigate the influence of two cushioning materials with different resiliencies and two types of uppers of sportive shoes on kinematics and kinetics of lower limb and on the subjective perception of comfort during running. We also investigated the potential relationship between the perceived comfort and biomechanical variables analyzed. For this purpose, 42 adult recreational runners were evaluated. They had at least one year of experience on running, minimum of two regular running workouts per week, and weekly training volume above 5 km. We evaluated four randomized shoes conditions for each athlete (low resilience cushioning material and structured upper, high resilience cushioning material and structured upper, low resilience cushioning material and minimalist upper, and high resilience cushioning material and minimalist upper). After anthropometric and postural assessment of the foot/ankle complex, runners held trials on a 25 meters long indoor track. Biomechanical data were collected by six infrared cameras (VICON T-40, Oxford, UK) at 300 Hz, synchronized with two force platforms (AMTI BP-600600, Watertown, USA) at 1200Hz, and in-shoe plantar pressure insoles (Pedar X System, Novel, Munich, Germany) at 100 Hz. Subjective perception of comfort in each shoe condition was assessed by a questionnaire of footwear comfort. The statistical comparisons between the shoes were verified by analysis of variance (ANOVA) for repeated measures and Pearson's correlation to verify the relationship between comfort and biomechanical variables ($\alpha$=0.05). We conducted a Machine Learning analysis to capture variables from the complete kinematics and kinetics time series, which would be able to discriminate the studied footwear. We build an input matrix in the dimensions of 1080 x 1242 for Machine Learning analysis. There was an interaction between the upper structure and the resilience of cushioning material that made comparisons between resiliencies to behave differently for minimal uppers and for structured uppers. Contrary to expectation, for structured uppers, resiliencies were not different from each other, and for the minimal upper, runners had higher impact with the low-resilience material. The upper structure influenced the absorption of impact, in which the minimalist upper presented higher impacts than the structured upper. About comfort, minimalist upper condition and low resilience materials had the worst grades for five of nine questions of the questionnaire. In some questions it was the worst of all conditions (such as for the comfort in the heel cushioning and overall comfort). The minimalist upper received worse assessment than the structured uppers in the question about the mediolateral control. It was observed that the correlation between biomechanical variables and comfort, considering all shoe conditions together, despite having significant values for some correlations were weak correlations ($r < 30\%$, $p < 0.05$). When each shoe condition is analyzed alone, some footwear conditions had moderate correlation between comfort and biomechanical variables ($r > 31\%$, $p < 0.05$), although the same behavior was not observed in other shoe conditions. Each shoe represents a specific condition that favor or not the association between comfort and biomechanical responses. On Machine Learning analysis, the method was able to successfully distinguish between the two different resiliencies using 200 (16%) of available biomechanical variables with an accuracy of 84.8%, and between the 2

uppers with an accuracy of 93.9 %. Discrimination of the resiliencies resulted in lower levels of accuracy than the discrimination of shoe uppers. In both cases, however, the ground reaction forces were among the 25 most important features. The 200 most relevant features which discriminate the two resiliencies were distribuited in short time windows along the kinematic and force time series. These windows corresponded to individual biomechanical patterns, or patterns of a group of people with similar behavior. In conclusion, we emphasize that the upper has greater influence than the resilience of cushioning material when it is about biomechanics of running and subjective comfort of the shoes. In structured uppers, the biomechanics did not differenciate the resiliencies of the midsole materials. The resilience of the cushioning material has important effects on the heel impact (lower loading rate, median frequency, peak pressure in rearfoot) during running on shoes with little structure on the upper. Biomechanical changes due to the resilience of the cushioning material seems to be dependent on the subject, while related to the upper structure seems to be more independent of the subject. It is suggested to be cautious to affirm that more comfortable footwear will also let to positive biomechanical responses. That is because the correlations between these variables when analyzing all the footwear together were always weak. Moderate and positive correlations of each shoe condition with some of comfort variables lead us to conclude that the materials applied on each footwear favors more or less the comfort perception.

**Descriptors:** biomechanical phenomena; damping; pressure; perception; supervised machine learning; running; shoes

# 1. INTRODUÇÃO

A pesquisa sobre biomecânica dos calçados de corrida tornou-se especialmente atrativa para os cientistas após o *boom* da corrida no início da década de 70 (Goonetilleke 2013). Ao longo da história, os calçados esportivos têm servido para inúmeros propósitos na corrida, dentre eles, promover adequada absorção de impacto e conforto têm sido os fatores mais buscados. No entanto, não se verifica uma forte e consistente evidência de que o calçado gere atenuação de impacto durante a corrida, talvez devido ao seu pequeno efeito (McNair e Marshall 1994, Braunstein et al. 2010, Azevedo et al. 2012) e a metodologia dos estudos que não isola aspectos do calçado cujos efeitos se quer investigar. A maioria dos estudos da literatura varia o modelo de calçado estudado (McNair e Marshall 1994, Braunstein et al. 2010, Azevedo et al. 2012) e tal abordagem interfere profundamente na identificação e interpretação de qual parte do calçado mais influencia a biomecânica da corrida.

A comparação entre diferentes modelos não permite identificar qual característica física do calçado esportivo é a maior responsável pelas alterações na biomecânica na corrida, uma vez que muitas estruturas constituintes do calçado (sola, entressola, cabedal, forma) devem influenciar diferentemente a atenuação do impacto ou a cinemática de membros inferiores e, ao se mudar muitos destes elementos simultaneamente, não é possível identificar qual deles representou a maior influência no comportamento dinâmico observado.

A dureza da entressola tem sido a característica física do calçado mais explorada isoladamente nos estudos biomecânicos (Clarke et al. 1983, Hennig et al. 1996, Milani et al. 1997, Kersting e Brüggemann 2006, Maclean et al. 2009, Nigg et al. 2012). Porém, os efeitos da dureza da entressola geralmente são pequenos, não sistemáticos e dependentes do sujeito

(Goonetilleke 2013). Recentemente, a resiliência do material de amortecimento tem sido outra característica física que vêm ganhando destaque nos estudos sobre corrida (Sinclair et al. 2014, Worobets et al. 2014, Sinclair et al. 2016). A resiliência representa a energia restaurada pelo material de amortecimento depois que a força aplicada cessa. Espera-se que materiais de resiliências diferentes reflitam diferentes forças de impacto iniciais, porque materiais mais resilientes rapidamente restauram a energia ao corpo, enquanto os materiais menos resilientes demoram mais para retornam às suas características iniciais. Estamos interessados em entender como a propriedade de resiliência da entressola de um tênis de corrida influencia as adaptações cinéticas e cinemáticas durante a corrida.

Não somente o amortecimento de impacto, mas também o bom calce e a sensação de conforto são características importantes para o corredor quando escolhe um calçado (Schubert et al. 2011). Para Nigg (2010), apesar de atualmente ainda existirem limitações para se avaliar o conforto, esta é a variável mais importante na avaliação do calçado esportivo e pode ser considerado o centro do desenvolvimento dos calçados esportivos no futuro. De acordo com Nigg et al. (2015), os corredores selecionam os calçados de corrida mais confortáveis de acordo com um filtro pessoal, reduzindo o risco de lesão individual. A literatura nos leva a concluir que as variáveis biomecânicas com maiores relações com a percepção de conforto são as que monitoram a interface de contato entre o calçado e o pé: a pressão plantar (Hennig et al. 1996, Wegener et al. 2008) e a ativação muscular (Luo et al. 2009). O cabedal do calçado é a parte do tênis que mantém a maior área de contato com o pé, desempenhando um importante papel no calce e conforto, embora ele ainda não tenha sido isoladamente estudado. No presente estudo, pudemos manipular uma parte que influencia diretamente o conforto, o tipo de cabedal aplicado no calçado.

Diferentemente dos estudos biomecânicos tradicionais que analisam variáveis biomecânicas discretas baseadas no conhecimento de especialistas em biomecânica (Clarke et al. 1983, Hennig et al. 1996, Milani et al. 1997), utilizamos uma nova forma de abordar os

dados biomecânicos no presente estudo. Abordagens de *Machine learning* (muitas vezes utilizada para reconhecimento de padrões) têm sido utilizadas para investigar as variáveis essenciais e os padrões relevantes, classificando e prevendo padrões locomotores em determinada condição, seja patológica ou decorrente do uso de um calçado específico (Schöllhorn et al. 2002, Muniz et al. 2010, Hoerzer et al. 2015).

Diante desse contexto, o presente estudo explora a influência em calçados esportivos de duas diferentes resiliências de materiais poliméricos da entressola e de dois tipos de cabedais no amortecimento do impacto, na cinemática e na pressão plantar de membro inferior, bem como a percepção do conforto durante a corrida, utilizando formas tradicionais e inovadoras de análise de dados. Como análise inovadora, propusemos uma análise baseada em uma abordagem de *Machine learning*, considerando um critério de separabilidade de dados supervisionado. Esta análise consistiu em utilizar *Information gain* (Guyon et al., 2006, Witten et al. 2011) e uma técnica de classificação baseada em Redes Neurais Artificiais para selecionar variáveis potencialmente discriminativas para distinguir melhor os efeitos da resiliência do material de entressola e da estrutura do cabedal dos calçados de corrida.

# 2. OBJETIVOS

## 2.1. Objetivo Geral

O estudo teve por objetivo geral investigar a influência da combinação de duas diferentes resiliências de materiais poliméricos da entressola (de mesma dureza) e de dois tipos de cabedal (com e sem estrutura) do calçado esportivo no amortecimento do impacto, na cinemática e pressão plantar de membro inferior, e na percepção do conforto durante a corrida.

## 2.2. Objetivos Específicos

I. Comparar a biomecânica da corrida e o conforto de corredores utilizando as quatro combinações de calçados de corrida.

II. Investigar as relações entre as variáveis de conforto e as variáveis biomecânicas durante o uso das quatro combinações de calçados de corrida.

III. Investigar se as respostas biomecânicas decorrentes do uso das quatro combinações de calçados de corrida apresentam padrões separáveis e classificáveis por meio da metodologia de *Machine Learning*.

# 3. ATUALIZAÇÃO DA LITERATURA ESPECÍFICA

## 3.1. O calçado de corrida e suas partes

Atualmente, os calçados de corrida são divididos em diferentes categorias, como calçados para treino, calçados para corrida de aventura, calçados para competição, calçados para pista de atletismo, etc. Cada tipo de calçado tem suas características específicas em benefício da prática das diferentes modalidadede corrida, e os calçados de treino são a categoria atualmente com mais produtos no mercado (Wiegerinck et al. 2009).

Basicamente o calçado de corrida moderno é dividido em 3 partes principais: o cabedal, a entressola e a sola (Figura 1).

Figura 1 - Partes básicas que compõem o calçado esportivo, sendo a mais superior, o cabedal (A), a intermediária, a entressola (B) e a mais inferior, o solado (C). (Figura cedida por DASS Nordeste Calçados e Artigos Esportivos SA).

O cabedal é a parte superior do calçado que está em contato direto com o pé do usuário. Nos calçados de corrida, esta parte do calçado é geralmente construída de nylon e outros tecidos e materiais sintéticos maleáveis e transpiráveis (McPoil 2000). O papel fundamental do cabedal nos calçados de corrida é proteger o pé de abrasões e lesões por

contato, e a flexibilidade na região de antepé é fundamental para a prática esportiva (Mills 2003).

Algumas áreas específicas do cabedal, como a região dos artelhos, mediopé e retropé, podem ser construídos com materiais mais rígidos e assim proporcionar maior proteção e suporte. O reforço da região do calcanhar recebe o nome de contraforte e tem o papel de estabilizar e enrijecer a região do calcanhar, além de impedir que calcanhar se mova dentro do calçado, proporcionando mais segurança no contato do pé com o calçado (Mc Poil, 2000).

Na região mais inferior do calçado, encontra-se o solado, parte que está em contato direto com o solo. Nos calçados de corrida esta parte é geralmente composta de borracha. As duas funções principais do solado são: promover aderência à superfície do solo e promover proteção e durabilidade à camada de espuma da entressola (Mills, 2003).

A entressola do calçado é a parte entre o cabedal e o solado. É a região do calçado responsável pela principal promoção do amortecimento de impactos das atividades físicas. No início da década de 80, a demanda por calçados mais leves com levado conforto, resiliência e durabilidade fez surgir o uso de espumas de etil vinil acetato (EVA), particularmente para a sola de calçados esportivos (Dubois et al. 2002). Hoje, os calçados esportivos possuem uma entressola que buscam amortecer os impactos, geralmente fabricada em espumas de EVA ou poliuretano (PU), e que, adicionalmente, podem ter a inserção de gás, fluidos ou géis, com o intuito de melhorar o amortecimento (Sun et al. 2008). Embora os fabricantes de calçados de corrida possuam diversas tecnologias de amortecimento, como bolhas de PU com ar (Nike), insertos de gel (Asics), molas de PU (Nike), as espumas de EVA e PU continuam sendo o material mais utilizado nas entressola dos calçados de corrida (Mills, 2003).

### 3.2. As propriedades físico-químicas de espumas poliméricas utilizadas em entressolas

As espumas poliméricas têm ganhado bastante espaço no mercado por apresentar

boas propriedades mecânicas aliadas à baixa densidade e custo (Azevedo et al. 2010). Embora existam também espumas rígidas, a maioria dos produtos comerciais são flexíveis e bastante utilizados pela indústria calçadista, onde se requer propriedades de absorção de impacto, de ruídos, leveza e maciez (Azevedo et al. 2009).

A espuma de EVA é uma das espumas poliméricas mais utilizadas na fabricação de calçados esportivos. Possui células fechadas que podem ser caracterizadas como poliédricas, apesar de seu tamanho e formato variarem bastante. Durante os diversos ciclos de impacto da corrida, a espuma de EVA é comprimida verticalmente, o que leva a perda do gás destas células e portanto à mudança da microestrutura e perda das características de absorção do impacto (Mills, 2003). A figura 2 representa a microestrutura da espuma de EVA de uma entressola de calçado de corrida.

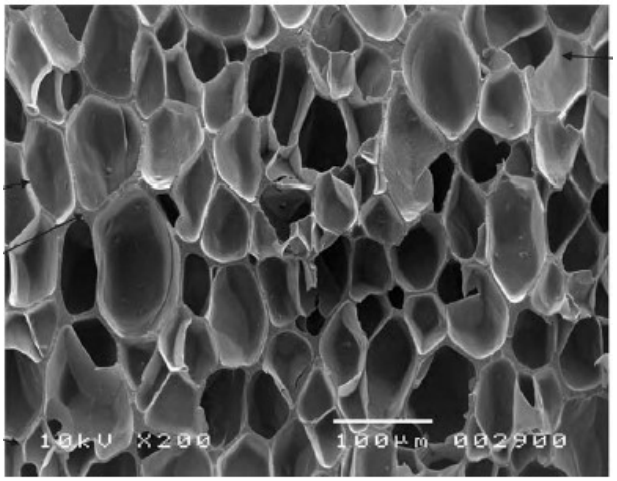



Figura 2 - Microscopia eletrônica das células de EVA (Adaptado de Mills 2003).

A dureza de materiais expandidos (como a espuma de EVA) é uma propriedade física que pode ser mensurada através da escala Asker C, onde quanto menor o valor da escala, mais macia e compressiva é a espuma. A cristalinidade e as ligações poliméricas têm um efeito significativo na dureza dos solados de espuma. A cristalinidade é definida como o arranjo ordenado de matéria no espaço, com repetição regular dos grupos atômicos ou moleculares, enquanto que as ligações poliméricas se referem às ligações covalentes entre as cadeias de

monômeros (Mano e Mendes 2004) Em um dado material, com um determinado grau de ligações poliméricas, a densidade da espuma também tem efeito sobre a dureza do material: quanto menor a densidade, menos espessas são as paredes das células do EVA, menor é a resistência à forças externas, maior é a maciez e o conforto (Dubois et al. 2002). No entanto, geralmente existe um *trade-off* entre os atributos positivos de uma espuma de baixa densidade e os atributos positivos de um material mais denso. Quanto mais macia e leve for a espuma de EVA, mais frágeis são suas paredes celulares e então menores são suas propriedades de resiliência e resistência ao cisalhamento.

Uma das soluções para ampliar as propriedades de elasticidade e resiliência nos produtos é a adição de elastômeros como borracha natural, borracha estireno butadieno (SBR) ou borracha nitrílica (NBR) que podem ser utilizados em formulações de espumas de EVA (Azevedo et al. 2009). Automaticamente, a adição de elastômeros aumenta a densidade da espuma de EVA se comparada à mesma formulação sem o elastômero.

A resiliência é uma propriedade que depende da porcentagem de moléculas tipicamente elastoméricas que estão dispersas na espuma e, assim, a adição de elastômero afetará diretamente esta propriedade (Azevedo et al., 2009). A resiliência é determinada pela relação entre a energia mecânica necessária para ocorrer a deformação do material e a energia mecânica liberada pela espuma ao tentar impedir esta deformação, procurando novamente adquirir a sua forma original (Azevedo et al. 2010).

Internacionalmente, a American Society for Testing and Materials (ASTM) é uma organização que desenvolve e publica consensos técnicos para padronizar materiais, produtos, sistemas e serviços. Eles possuem a norma ASTM D2632 – 15 que padroniza o teste mecânico de resiliência de borracha por *rebound* vertical. Neste ensaio, um corpo de prova é colocado em queda livre a partir de uma altura de 400 mm e sua proporção de retorno é registrada no primeiro ciclo (figura 3).

Figura 3 - Representação do ensaio mecânico ASTM D2632 – 15 que padroniza o teste mecânico de resiliência de borracha por *rebound* vertical. O corpo de prova encontra-se destacado a 400 mm de altura do material oval em teste na base do equipamento.

Outra norma, a ASTM F1614-99, padroniza os testes mecânicos para verificar as propriedades físicas de atenuação de impacto em materiais utilizados em calçados esportivos (ASTM 2006). Neste ensaio, uma massa de 8,5kg é colocada em queda livre a partir de uma altura de 50mm (pois isso gera 5J de energia, que se assemelha muito à sobrecarga causada pelo ataque do calcanhar de um corredor mediano) sobre o corpo de prova em uma frequência de 1Hz.

Verdejo (2003), calcula a energia de recuperação, ou *rebound,* pela integral da força da fase de descarga pelo deslocamento. Quanto maior a propriedade de resiliência do material, maior será o *rebound* que o material gera durante o teste dinâmico. Quanto mais linear for esta curva, maior a energia de retorno e inversamente, quanto mais curva, menor a energia de retorno e portanto maior a absorção de impacto pelo material.

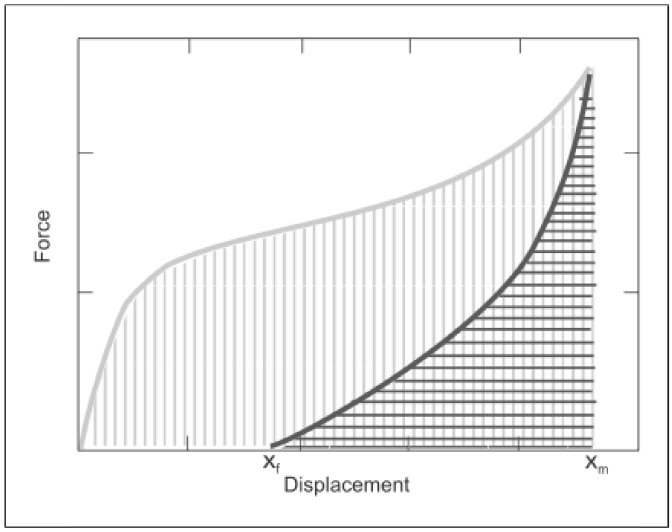



Figura 4 - Representação gráfica da curva de força-deslocamento, onde as linhas verticais representam a energia de impacto aplicada e as linhas horizontais representam a energia de retorno. (Adaptado de Verdejo, 2003).

Espumas com altos *rebound* e resiliência maximizam a energia de retorno o que, de acordo com Dubois et al. (2002), está relacionado à sensação de conforto dinâmico. A baixa cristalinidade polimérica, além de dar a sensação de maciez para a espuma, também aumenta a propriedade de *rebound* e resiliência (Dubois et al., 2002). Quanto menor o *rebound,* maior taxa de dissipação de energia, o que indica que a maior parte da energia foi utilizada para deformar o amortecedor do calcanhar e não foi devolvida, e que esta energia foi utilizada para vencer a resistência viscosa durante a recuperação elástica do material.

A engenharia química e de materiais têm o importante papel de desenvolver novas tecnologias de materias para serem aplicados aos calçados, com o intuito de reduzir as consequencias da sobrecarga sobre o aparelho locomotor. No entanto, a engenharia e os testes físicos sozinhos não são capazes de monitorar os efeitos desses avanços tecnológicos no corpo humano, que é um sistema complexo, muito adaptável às situações a qual são impostas. Para tanto, necessita-se do auxílio das avaliações biomecânicas para constatar se as respostas aos seus produtos ocorrem da forma esperada.

### 3.3. A influência de diferentes calçados no amortecimento de impacto na corrida

A indústria de calçados esportivos baseia-se fortemente em testes e ensaios mecânicos para construção dos produtos, partindo da premissa teórica de que as propriedades físico-mecânicas de absorção de impacto dos materiais aplicados em seus produtos sejam funcionais e eficientes quando aplicados no o corpo humano.

Os estudos biomecânicos que realizam ou que trazem a informação dos ensaios físicos dos materiais utilizados são escassos. A literatura tem mostrado que as propriedades mecânicas aferidas pelos testes mecânicos nem sempre refletem as respostas biomecânicas obtidas durante a corrida calçada. Em seu estudo, Dixon (2008) observou que um calçado considerado adequado quanto à absorção de impacto pelo teste mecânico, teve um desempenho desfavorável para a absorção de impacto quando em avaliações de pressão plantar durante a corrida. McNair e Marshall (1994) não observaram relação entre testes mecânicos de aceleração e absorção de energia com um corpo de prova e variáveis biomecânicas de aceleração tibial e cinemática sagital durante a corrida. Assim, os testes mecânicos podem ser eficientes para caracterizar os materiais utilizados na construção da entressola do calçado, mas sua interação com o ser humano deve ser avaliada por testes biomecânicos.

São frequentes na literatura estudos comparando a influência de diferentes modelos de calçados na biomecânica da corrida (McNair e Marshall 1994, Butler et al. 2007, Cheung e Ng 2008, Wegener et al. 2008, Wiegerinck et al. 2009, Braunstein et al. 2010, Rose et al. 2011, Azevedo et al. 2012). Segundo seus autores, há uma diversidade de variáveis biomecânicas representando impacto que demonstraram ser influenciadas pelo calçado usado na corrida, como a *loading rate* (Azevedo et al. 2012), pico de pressão plantar (Cheung et al. 2008; Wegener et al. 2008; Wiegerinck et al. 2009) e a rotação tibial (Butler et al. 2007; Rose et al.

2011). Por outro lado, há os que não observaram qualquer influência dos diferentes calçados na biomecânica da corrida (Braunstein et al. 2010; McNair e Marshall 1998).

Uma provável causa para esta divergência de resultados reportados é a adoção cada autor de uma distinta estratégia de investigação da influência do calçado na biomecânica da corrida, que na sua maioria variou o modelo completo do calçado e não suas partes constituintes. Há inúmeras possibilidades de combinações de elementos e características dos calçados que poderiam influenciar as respostas biomecânicas, tais como: dimensões e formato da forma, material de cabedal, características físicas do cabedal, quantidade de ilhóses, material da entressola, propriedades mecânicas da entressola (dureza, resiliência, *rebound*, viscosidade), espessura da entressola no calcanhar, espessura da entressola no antepé, diferença entre espessura de entressola em retropé com a espessura de antepé (*drop* do calçado), espessura do solado, material do solado, e as palmilhas internas. A forma como os estudos tem sido feitos dificulta o isolamento no calçado dos fatores que seriam responsáveis por alterações biomecânicas encontradas. Por isso é importante alterar apenas alguns dos componentes de montagem do calçado e a escolha de um mesmo modelo de calçado para os testes biomecânicos.

Com o intuito de isolar a característica da entressola do calçado como responsável pelas alterações na biomecânica da corrida, alguns estudos optaram por alterar apenas a dureza do material da entressola das diferentes condições de calçado, mas seus resultados ainda não são esclarecedores o suficiente.

A dureza é uma das propriedades mecânicas apontada por Sun et al. (2008) como grande influenciadora na capacidade de amortecimento dos calçados. Hardin et al. (2004) observaram que a maior dureza de entressola (70 Shore A contra 40 Shore A) causou apenas alterações cinemáticas no plano sagital em tornozelo na corrida (maior pico de velocidade de dorsiflexão), mas não em variáveis que denotavam impacto. Kersting e Brüggemann avaliaram cinco níveis de dureza de entressolas em um ASICS Gel 121 (100 Shore C, 61 Shore C, 53 Shore

C, 45 Shore C, 35 Shore C) e observaram que não houve diferença entre as condições para a força reação do solo, enquanto que para a força interna ao calçado e cinemática de tornozelo, apenas a condição extremamente dura (100 Shore C) se mostrou maior que as demais. MacLean et al. (2009) avaliaram três níveis de dureza de entressolas no modelo New Balance 801 (70 Asker C, 55 Asker C e 40 Asker C) e a única diferença observada na cinemática de tornozelo foram menores velocidade de eversão nos solados duro e médio em relação ao macio.

O que se pode observar é que, mesmo tentando padronizar o modelo do calçado e variar apenas uma característica do calçado (dureza de entressola, por exemplo), os estudos encontram resultados diferentes em relação à variável biomecânica mensurada. Mesmo assim, pode-se concluir que as alterações decorrentes apenas da variação de dureza de entressola são tênues, concentrando-se na cinemática de tornozelo e pressão plantar, sem seguir um padrão claramente definido.

Kersting e Brüggemann (2006) afirmaram que diferentes corredores utilizam diferentes estratégias mecânicas e adaptações neuromusculares em resposta a modificações no calçado. Esta talvez seja a razão da grande dificuldade em associar intervenções passivas (como calçados) com a incidência de lesões decorrentes de cargas externas, uma vez que cada indivíduo é capaz de adaptar sua estratégia motora de corrida de forma individualizada.

De acordo com Shorten (2000), o mecanismo pelo qual o amortecimento do calçado influencia a economia da corrida são as adaptações cinemáticas do atleta em resposta à elasticidade do solado do calçado. Os corredores tendem a adaptar seu estilo de corrida a sistemas rígidos de amortecimento para evitar altos impactos, aumentando, por exemplo, a velocidade de flexão de joelho. Estas adaptações requerem ativação muscular, o que aumenta o custo metabólico do atleta. Assim, solados com maiores índices de amortecimento reduziriam este “custo” e consequentemente o consumo de oxigênio durante a corrida.

Tal hipótese parece ir contra as evidências de Nigg et al. (2003) que não encontraram diferenças no consumo de oxigênio de corredores de retropé usando entressolas com características basicamente elásticas ou viscoelásticas. A hipótese de que calçados com características elásticas de entressola proporcionam vantagem na performance da corrida quando comparada a entressolas viscoelásticas por proporcionar retorno do impulso não foi comprovada. Alguns corredores apresentaram melhor desempenho com entressolas viscoelásticas e outros, com materiais elásticos na entressola dependendo da adaptação de cada indivíduo às características dos materiais. De acordo com os autores, as frequências médias dos sinais de força de impacto durante a corrida de retropé são próximas às frequências naturais dos tecidos moles dos membros inferiores. Assim, eles ressaltam a importância de se identificar as estratégias adotadas pelos atletas para evitar o fenômeno da ressonância do sinal de impacto nos tecidos moles. Os autores acreditam que uma destas estratégias consista em usar a capacidade do solado dos calçados, das superfícies de corrida e das palmilhas para filtrar algumas frequências. No entanto, outra estratégia possível seria intrínseca ao atleta, que consiste em mudar as características mecânicas dos tecidos moles (mudando a frequência natural destes tecidos) para que sejam diferentes das frequências naturais dos sinais de impacto, evitando assim o efeito de ressonância das ondas. Logo, a escolha da estratégia motora de interação com o calçado parece estar relacionada à capacidade individual de cada um em receber o estímulo e responder com a adaptação de sua estratégia de corrida.

A revisão sistemática de Fong Yan et al. (2013) buscou identificar o efeito do calçado no amortecimento de impacto, e para isso utilizou estudos que fossem comparativos com a situação descalça para padronizar da condição controle e permitir comparação entre os estudos. Entretanto, sabe-se que a corrida descalça tende a alterar o padrão cinemático do movimento, o que também pode dificultar a análise do efeito do calçado na biomecânica da corrida. Shih et al. (2013) avaliaram as condições calçada e descalça em estratégias de ataque

do calcanhar em retropé e antepé em corredores habituados a correr calçados para assim isolarem as diferenças na biomecânica decorrentes do uso do calçado e da estratégia de aterrissagem na corrida. Os resultados mostram que para aqueles que utilizam a estratégia de aterrissagem de antepé, correr calçado ou descalço foi indiferente para as variáveis cinéticas e cinemáticas, entretanto, para os corredores de retropé, correr com calçado é recomendado por atenuar a *loading rate.* A grande diferença se concentrou na comparação entre as duas estratégias de corrida, onde correr de antepé reduz a sobrecarga em calcanhar (*loading rate*) e em decorrência, a chance de lesões por impacto, porém aumenta a atividade muscular de gastrocnêmios, que são responsáveis pela atenuação do impacto nos membros inferiores. De acordo com Lieberman et al. (2010), sujeitos que estão habituados a correr descalços tendem a adotar uma estratégia de aterrissagem em mediopé ou antepé, pois utilizam seu *feedback* sensorial para ajustar sua estratégia de corrida à rigidez do solo e assim buscar a forma mais eficiente de corrida. Estes autores ainda criticam o uso de calçados com grande altura de salto e muita estrutura de cabedal, pois isto limitaria a propriocepção dos atletas, facilitaria a aterrissagem em retropé, proporcionaria em longo prazo a fraqueza muscular dos músculos intrínsecos dos pés, o que poderia contribuir para a ocorrência da pronação excessiva e tendência a desenvolver lesões, como a fasciite plantar. Isso nos leva a considerar que a flexibilidade dos calçados e a altura do salto sejam características importantes de se controlar para se mimetizar uma corrida mais natural.

As alterações biomecânicas decorrentes da influência de calçados podem também ser resultado da capacidade de adaptação neuromuscular dos corredores a tais condições. O sucesso ou não da interação entre calçado e atleta pode ser definitivo na ocorrência de lesões futuras durante a prática da corrida. Nigg et al. (2003) discutem que as adaptações individuais são influenciadas por fatores mecânicos, neurofisiológicos, anatômicos e até psicológicos e que, portanto, é plausível que seja observado que diferentes sujeitos utilizam diferentes estratégias de adaptação aos calçados. Porém, dentro deste conjunto de respostas seria

possível identificar “grupos funcionais” compostos por indivíduos com respostas biomecânicas semelhantes às intervenções com calçados. Estudos futuros deveriam se concentrar em identificar tais “grupos funcionais” e a causa destes agrupamentos.

### 3.4. A relação entre percepção de conforto e variáveis biomecânicas da corrida

Não somente o amortecimento de impacto, mas também o bom calce e a sensação de conforto são outras características importantes para o corredor quando escolhe um calçado de corrida (Schubert et al. 2011). A literatura nos leva a concluir que as variáveis biomecânicas com maiores relações com a percepção de conforto são as que monitoram a interface de contato entre o calçado e o pé: a pressão plantar (Chen et al. 1994, Hennig et al. 1996, Wegener et al. 2008) e a ativação muscular (Luo et al.2009). Chen et al. (1994), Wegener et al. (2008) parecem concordar que maiores picos de pressão podem ser facilmente identificados como menos confortáveis, assim como Luo et al. (2009) discutem que atividades com maiores gastos energéticos com ativação muscular também são menos confortáveis. O cabedal do calçado é a parte do tênis que mantém a maior área de contato com o pé, representando um importante papel no calce e conforto, muito embora ele ainda não tenha sido isoladamente estudado.

O conforto é uma característica fácil de ser percebida e qualificada, por exemplo, uma pessoa pode classificar um calçado como confortável/desconfortável rapidamente após algumas horas de uso. No entanto, é uma variável difícil de quantificar, uma vez que os sujeitos tendem a sofrer influências dos estímulos prévios experimentados no passado, e da gama de estímulos sentidos no presente (Mündermann et al. 2002). Ainda, os resultados de conforto e das respostas biomecânicas da interferência do calçado podem não seguir a mesma tendência.

Chen et al. (1994) analisaram a pressão plantar de quatro palmilhas internas com confortos subjetivos diferentes, durante a caminhada e a corrida. Para tal, após os testes, solicitaram que os avaliadores ordenassem as palmilhas em ordem decrescente de conforto e compararam as pressões plantares da palmilha mais e menos confortável. Seus resultados mostram que o conforto varia de acordo com a atividade que está sendo exercida, e que também palmilhas mais confortáveis apresentam picos de pressões menores e mais distribuídos ao longo da planta dos pés.

Hennig et al. (1996) avaliaram a capacidade de percepção de amortecimento (em escala de 15 pontos), a força reação do solo e pressão plantar em tres durezas de entressolas durante a corrida em esteira e no solo. Os autores verificaram que os atletas foram capazes de diferenciar as tres durezas de entressola, porém esta percepção não foi coerente com as variáveis biomecânicas avaliadas. O primeiro pico de força vertical, a taxa do primeiro pico de força vertical e a frequência mediana foram maiores no calçado mais macio. Inicialmente, podem-se interpretar esses dados como incoerência entre os resultados. No entanto, os autores sugerem que o observado pela biomecânica seja consequência de uma estratégia diferenciada na corrida com o calçado mais duro, deslocando a sobrecarga do retropé para a região de antepé, e assim aliviando o pico de impacto na região do calcanhar.

Wegener et al. (2008) também não encontraram uma relação direta entre conforto por escala visual analógica e variáveis de pressão plantar de corredores com pés cavos durante a corrida com três modelos diferentes de calçados comerciais. Baseados em seus resultados, os autores sugerem que a redução da pressão plantar em calcanhar é uma variável mais importante na determinação do conforto do que a redução da pressão plantar nas regiões mais anteriores do pé. A relação entre conforto percebido e as características da entressola e sola feitas no estudo, no entanto, deixou de considerar outros fatores, como forma, palmilha, material de cabedal, amarração, que influenciam diretamente no conforto e que podem ser bem diferentes entre modelos comercialmente disponíveis.

Hagen e Hennig (2009) concluíram que a forma de amarração do cadarço do tênis de corrida influencia tanto nas respostas biomecânicas quanto no conforto durante a corrida. Para reduzir a velocidade de pronação e o impacto, os corredores devem utilizar os cadarços bem justos e amarrados o mais alto possível. E a condição de amarração alta (usando os sete ilhoses do calçado) levou ao melhor índice de conforto, certamente porque fazem com que o calçado e o pé interajam de forma mais sinérgica.

Milani et al. (1997) em seu estudo correlacionaram a capacidade de percepção sensorial de impacto, pressão e pronação com variáveis biomecânicas durante a corrida com diferentes entressolas em um mesmo cabedal. Os autores concluíram que o corpo humano é capaz de perceber diferentes frequências dos sinais de força reação do solo, apesar de não serem capazes de diferenciar a magnitude da força de impacto vertical com o solo, e que há maior associação entre percepção de pressão com o pico de pressão em retropé do que os picos em mediopé e antepé. Observaram também alta correlação entre os diferentes tipos de percepções (impacto, pressão e pronação). Isso pode significar que os atletas não são capazes de diferenciar as percepções de impacto de pressão ou instabilidade. As complexas construções dos calçados esportivos atualmente confundem o reconhecimento das variáveis biomecânicas por parte dos atletas, fazendo com que eles não sejam capazes de identificar qual o calçado de corrida mais seguro do ponto de vista biomecânico.

Em um compilado de 18 anos de estudos biomecânicos sobre calçados de corrida feitos em seu laboratório, Hennig (2011) também observou que os atletas não são capazes de distinguir as percepções de propriedades claramente diferentes (gosto geral, calce, conforto, controle de pronação, atenuação de impacto, rolamento do pé) dos calçados de corrida. Ele discute que a percepção geral de conforto domina sobre todas as outras percepções, ou seja, quando o atleta gosta da primeira sensação de calce, todas as demais tendem a ser positivas, e vice e versa. Ressaltando assim a importância de se avaliar o calçado através da biomecânica e não somente pela percepção do atleta.

Há um consenso entre os corredores e seus treinadores de que uma das principais características do calçado de corrida é o conforto do atleta durante a realização da corrida. Luo et al. (2009) avaliaram que calçados confortáveis geram um consumo de oxigênio em média 0,7% menor que calçados desconfortáveis. Os autores discutem que o conforto do calçado está associado à morfologia do pé, a sensibilidade e a adequação ao formato do calçado, mas que somente isto seria insuficiente para justificar tamanha diferença no consumo de oxigênio. Eles acreditam que calçados mais confortáveis estejam associados aos calçados que promoveram adaptações cinemáticas mais adequadas, com menor gasto energético muscular, e assim levando ao menor consumo de oxigênio. Esta hipótese é defendida como novo paradigma proposto por Nigg et al. (2015): os corredores são capazes de selecionar um calçado confortável baseado em seus próprios filtros subjetivos de conforto, reduzindo assim seu próprio risco de lesão. O conforto é uma variável subjetiva importante sobre a qual o corredor se baseia no momento da escolha do tênis.

Os resultados de estudos prévios nos levam a acreditar que não existe uma relação óbvia entre o conforto percebido e as variáveis biomecânicas durante a corrida, porém as que mais influenciam na sensação do conforto são as que monitoram a interface de contato entre o calçado e a superfície do pé (assim como a pressão plantar) e a ativação muscular (eletromiografia). Nesses estudos variou-se o modelo inteiro do calçado ou somente a entressola e nenhum deles variou as características do cabedal. No presente estudo, pudemos analisar uma das partes do calçado com grande potencial de influenciar o conforto por estar em íntimo contato com uma grande área do dorso dos pés. Assim, variando as características do cabedal, os atletas puderam apresentar respostas mais claras e padronizadas sobre seu conforto, e que apresentaram relação com as variáveis biomecânicas na corrida.

### 3.5. Machine Learning como forma de análise de dados biomecânicos

Os estudos biomecânicos tradicionalmente utilizam variáveis discretas de cinemática e cinética calculadas com base no conhecimento de especialistas em biomecânica da corrida (Clarke et al. 1983, Hennig et al. 1996, Milani et al. 1997). Estas variáveis, no entanto, podem não ser suficientes para representar as complexas interações entre corpo e calçado durante a corrida. A potencial influência dos calçados nos movimentos é complexa e sutil, e estudar os parâmetros discretos e tendências centrais pode não ser suficiente para identificar a influência dos calçados na biomecânica da corrida.

Estudos recentes têm demonstrado que a idade (Fukuchi et al. 2011), sexo (Maurer et al. 2012, Nigg et al. 2012), e variabilidade biológica influenciam extensamente a cinemática e as forças durante a corrida, provavelmente atenuando os efeitos das características dos calçados nos padrões de movimento e nas adaptações individuais durante os experimentos (Federolf et al. 2013, von Tscharner et al. 2013). Para avaliar os efeitos do uso do calçado, a seleção de variáveis é um estágio que deve ser cuidadosamente conduzido, pois tem um papel crítico na redução de viés e influencia diretamente fatores de estudo como idade e sexo.

Os tradicionais métodos estatísticos podem apresentar dificuldade em lidar com banco de dados de alta dimensionalidade (Guyon et al. 2006, Azhagusundari e Thanamani 2013). Além disso, muitas vezes os dados são redundantes, o que impõe desafios para a compreensão dos fenômenos de interesse. Para superar estes desafios, abordagens que capturem características de todo o conjunto de dados ao invés de parâmetros isolados acrescentam novas perspectivas para a análise dos complexos efeitos que um calçado pode ter sobre um padrão de movimento (Muniz e Nadal 2009).

Assim, nas últimas décadas, o campo da Inteligência Artificial tem ganhado cada vez mais aplicabilidade. *Machine Learning,* uma parte da Inteligência Artificial, é definida como a capacidade de melhorar o desempenho na realização de alguma tarefa por meio de algoritmos

que induzem funções matemáticas capazes de resolver um problema a partir de um conjunto de dados que representam instâncias do problema a ser resolvido (Faceli et al. 2011).

Abordagens de *Machine learning* têm sido utilizadas para investigar características cruciais e padrões relevantes, classificar e prever padrões locomotores em determinada condição, na presença de uma doença, ou até mesmo decorrente do uso de um calçado específico (Schöllhorn et al. 2002, Muniz et al. 2010, Hoerzer et al. 2015). Este conjunto de abordagens pode facilitar a seleção de variáveis através da *Information Gain* e a classificação por redes neurais artificiais, que são boas opções para lidar com grandes conjuntos de dados. Eles têm a capacidade de extrair variáveis discriminativas que constroem da melhor forma possível a classificação de um dado fenômeno (Torkkola 2003). A técnica *Information Gain* é um método supervisionado que classifica variáveis individualmente sem aplicar transformações de dados; e tem o potencial de facilitar a interpretação da influência de uma única variável no processo de discriminação subjacente (Guyon et al. 2006, Witten et al. 2011). A *Information Gain* define uma medida da eficácia de um atributo em classificar dados de treinamento ou, em outras palavras, a redução esperada na entropia causada por particionar os exemplos de acordo com um atributo (Mitchell 1997). É, portanto, uma metodologia elegante para selecionar as variáveis mais relevantes em um conjunto grande e redundante de variáveis, tais como as encontradas em medições biomecânicas.

Não existe ainda nenhum consenso a respeito de qual seria a melhor técnica de *Machine Learning* para avaliar os efeitos de um calçado esportivo sobre a biomecânica da corrida (Begg e Kamruzzaman 2005, Muniz et al. 2010, Fischer et al. 2011, von Tscharner et al. 2013), mas esforços têm sido feitos neste campo (Rupérez et al. 2012) para melhor compreender as complexas interações entre calçados e corpo humano em movimento.

Em contraste com outras técnicas de *Machine Learning*, a análise de Redes Neurais Artificiais avança em direção à classificação multiclasse, sem necessidade de novos ajustes do fenômeno em estudo. No presente estudo, foram observadas quatro condições de calçados e

análise de Redes Neurais Artificiais pareceu promissora para futuras comparações entre os resultados de classificação binárias e multiclasse.

Enfim, utilizamos, além das análises estatísticas convencionais, uma nova análise baseada em uma abordagem de *Machine Learning*, que consistiu em utilizar *Information Gain* (Guyon et al. 2006, Witten et al. 2011) e uma técnica de classificação baseada em Redes Neurais Artificiais para selecionar variáveis potencialmente discriminativas para distinguir os efeitos da resiliência do material entressola e da estrutura de cabedal do calçado de corrida.

# 4. MÉTODOS

## 4.1. Casuística

Participaram do estudo 42 corredores não profissionais dentre os 218 atletas que responderam ao convite para participar de estudos biomecânicos de calçados, feito por meio de uma mala-direta enviada via e-mail para todos os atletas que correram a Maratona de Porto Alegre de 2012. Um contato telefônico foi realizado para assegurar que o atleta selecionado se enquadrava nos critérios de inclusão e para agendar a avaliação biomecânica no laboratório.

Os critérios de elegibilidade para participar do estudo foram: idade entre 18 e 55 anos, experiência em corrida de no mínimo um ano, treinos regulares (mais de duas vezes por semana), volume de treino semanal superior a 5 km, tamanho de calce 40 ou 41 (tamanho dos calçados de teste), técnica de corrida com apoio inicial em retropé. O padrão de retropé foi considerado se o corredor apresentasse duas condições simultâneas descritas por Cavanagh e Lafortune (1980): (1) Contato inicial do pé com o solo através do terço proximal do calçado (região do calcanhar) medido através da pressão plantar (Novel Pedar-X, Munique, Alemanha); (2) O vetor de força reação do solo vertical apresentasse um padrão de dois picos de força.

Os critérios de exclusão foram: queixas álgicas durante a avaliação biomecânica e durante os treinos, histórico de cirurgia ortopédica ou lesão no sistema musculoesquelético seguido de afastamento dos treinos nos últimos 12 meses de acordo com a definição de Macera et al. (1989), alguma malformação congênita, deformidades ortopédicas adquiridas, sequelas de cirurgias anteriores nos membros inferiores, pronação ou supinação excessiva do complexo tornozelo-pé classificados pelo Foot Posture Index (Redmond et al. 2006), dismetria

maior que 1 cm (distância umbigo - maléolo lateral), abandono, desistência e traumatismos durante as medições.

Todos os sujeitos tiveram conhecimento dos procedimentos do estudo previamente à coleta de dados e consentiram sua participação através da assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO 1), elaborado conforme resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. Tal protocolo de pesquisa foi aprovado pela Comissão de Ética da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo sob o registro 054/14 (ANEXO 2).

Para o tamanho da amostra avaliada (n=42), obtivemos um poder estatístico (1-β) de 0,871, considerando um desenho estatístico F para medidas repetidas (*within effect*), um alfa de 0,05, um tamanho de efeito de 0,20 (tamanho de efeito moderado) baseado nas diferenças entre os calçados para o loading rate (20 a 80%).

## 4.2. Calçados de teste

Foram construídas duas estruturas padrão de calçado de teste com entressola cuja dureza foi de 55 Asker C. Em cada uma destas estruturas foi adicionado um cabedal de mesmo corpo de forma e desenho, com lastros fixados ao cabedal para que os dois calçados tivessem a mesma massa, porém com as seguintes características que os distinguiam:

- **Cabedal $A_c$ – estruturado:** espuma de 15mm em colarinho e lingueta, contraforte de termoplástico injetado rígido envolvendo as faces medial, lateral e posterior do calcâneo, tecido do cabedal estruturado e duplo em região anterior e lateral do calçado, peças estruturais em tecido sintético de 1,5 mm de espessura, costuradas ao tecido (figura 5A);
- **Cabedal $B_c$ – minimalista**: cabedal confeccionado em tela, lingueta apenas em tecido fino sem espuma, sem inserção de contraforte em termoplástico, peças do

cabedal minimamente costuradas, peças estruturais em poliuretano de 1,2 mm de espessura fusionadas à tela através de calor (figura 5B).

A B

Figura 5 - (A) Cabedal estruturado: Com espuma em colarinho, lingueta, peças com costuras, tecido do cabedal duplo, com contraforte. (B) Cabedal minimalista: Leve, em tela, sem costuras, peças fusionadas, sem contraforte nem espuma na lingueta.

Os materiais de amortecimento utilizados para o teste foram inseridos em uma cavidade na entressola padrão na região do retropé de cada um dos calçados ($A_c$ e $B_c$). Estes dois materiais possuíam as seguintes características: 10 mm de espessura, formato ovalado de 50 mm de largura e 70 mm de comprimento, dureza fixada em 40 Asker C (+/- 3) e resiliência de 5% ($A_R$ - baixa resiliência – figura 6A) e 55% ($B_R$ - alta resiliência – figura 6B).

A B

Figura 6 - (A) Material de amortecimento de Baixa resiliência: 5% de retorno de energia. (B) Material de amortecimento de Alta resiliência: 55% de retorno de energia.

Os quatro tipos de calçado confeccionados para teste foram em numeração 40 e 41. Estas numerações foram escolhidas por serem numerações comuns de uso masculino e assim permitir maior quantidade de corredores para participar do estudo. A massa foi verificada por meio de uma balança de precisão (Marte, Brasil), as durezas dos EVAs por meio de um durômetro de escala Asker C (escala Asker C), e as resiliências dos EVAs por meio do resiliômetro (GoTech GT-7042-V1 – Taiwan, China). As amostras de calçados apresentaram parâmetros apresentados na tabela 1.

Tabela 1 – Características físicas dos calçados utilizados para as coletas biomecânicas.

| | Calçado 40 | | | | Calçado 41 | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | **C1** | **C2** | **C3** | **C4** | **C1** | **C2** | **C3** | **C4** |
| **Massa sem lastro (g)** | 278,7 | 275,4 | 243,5 | 228,3 | 292,4 | 289,8 | 268,4 | 259,9 |
| **Massa com lastro (g)** | 280,9 | 280,5 | 280,6 | 280,8 | 292,3 | 292,3 | 292,3 | 292,4 |
| **Dureza EVA (Asker C)** | 40 | 40 | 40 | 40 | 40 | 40 | 40 | 40 |
| **Resiliência (%)** | 5 | 55 | 5 | 55 | 5 | 55 | 5 | 55 |

Os calçados construídos para este estudo foram doados pela empresa DASS Nordeste Calçados e Artigos Esportivos SA, Ivoti, Rio Grande do Sul, Brasil, parceira deste projeto.

Foram avaliadas 4 condições de calçado para cada corredor:

1. Condição 1 - cabedal $A_c$ e material de amortecimento $A_R$
2. Condição 2 - cabedal $A_c$ e material de amortecimento $B_R$
3. Condição 3 - cabedal $B_c$ e material de amortecimento $A_R$
4. Condição 4 - cabedal $B_c$ e material de amortecimento $B_R$

Para cada condição foi realizada uma breve etapa de habituação de 2 minutos para garantir passos com características naturais e consistentes sem causar fadiga ao corredor.

## 4.3. Procedimentos

O Protocolo de avaliação foi realizado no Laboratório de Biomecânica da DASS Nordeste Calçados e Artigos Esportivos SA e foi constituído de duas etapas: avaliação inicial e avaliação biomecânica da corrida (figura 7).

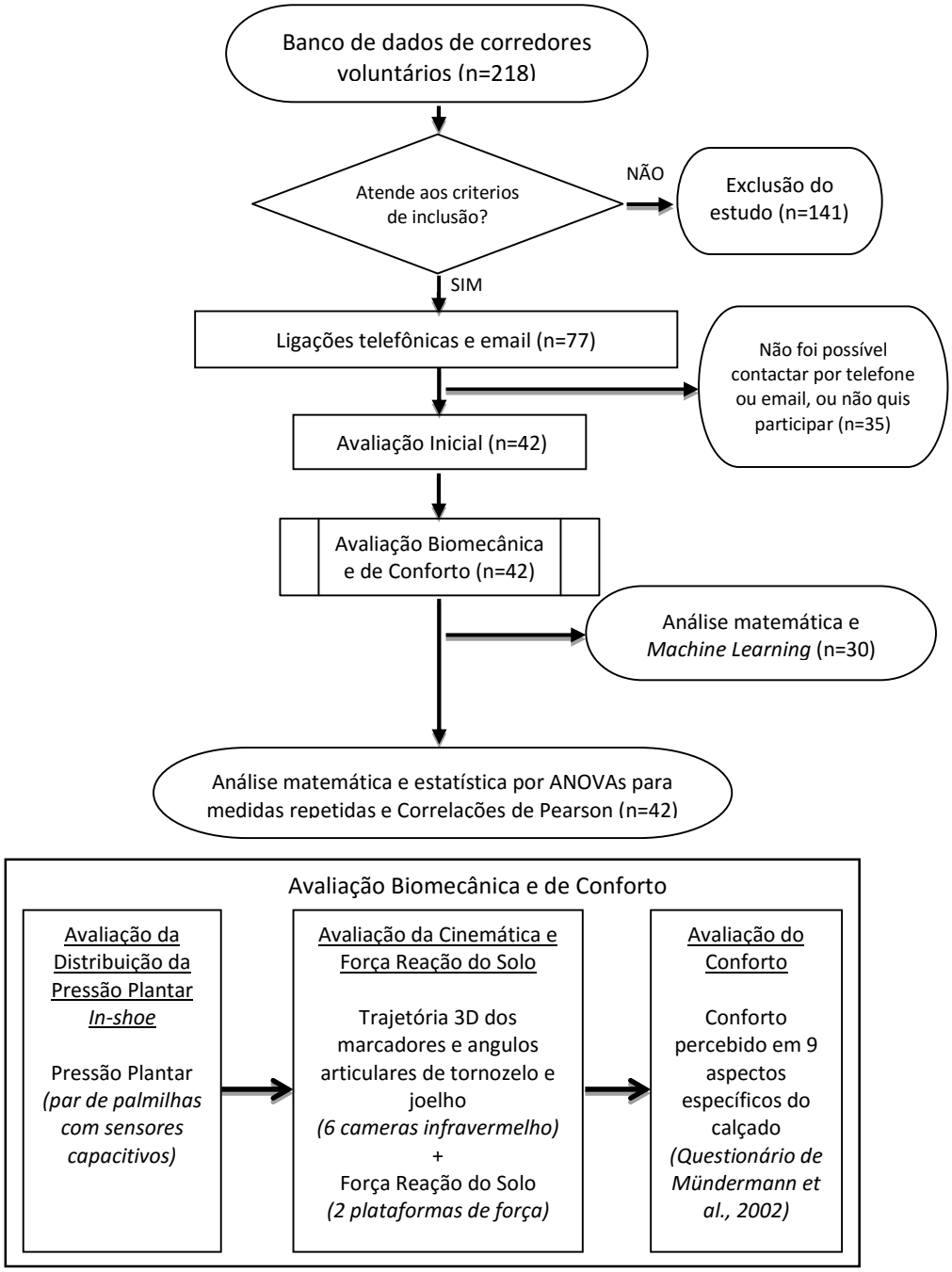



Figura 7 - Fluxograma das etapas da coleta de dados do estudo.

### *4.3.1. Avaliação Inicial*

Após assinar o termo de consentimento, os sujeitos foram avaliados se atendiam os critérios de elegibilidade: dados pessoais, tempo de experiência na corrida, quantidade de dias de treino semanais, volume de treino semanal (em quilômetros), piso mais utilizado para treino, número de provas no ano, modelo e marca dos calçados preferidos com intuito de descrever a amostra (tabela 2).

Ainda na etapa de avaliação inicial realizou-se uma avaliação antropométrica, onde foram medidas: estatura, massa, comprimento dos pés, largura dos pés, perímetro da região da cabeça dos metatarsos. As avaliações antropométricas somente foram utilizadas para fins de descrição da amostra estudada. Realizou-se a avaliação estática da postura do pé por meio da análise do *Foot Posture Index* (Redmond et al. 2006), que é uma ferramenta de diagnóstico clínico destinada a quantificar o grau com que o pé pode ser considerado normal, pronado ou supinado. Esta avaliação foi realizada por uma única fisioterapeuta treinada, com 5 anos de experiência no método, que atribui valores a uma série de observações realizadas em três regiões do pé (retropé, mediopé e antepé), onde valores positivos indicam uma postura de pé pronado, valores negativos, uma postura de pé supinado, e valores próximos de zero ou zero, uma postura de pé neutro. Esta avaliação também serviu para checar os critérios de elegibilidade da amostra.

Os critérios utilizados para avaliação da postura do pé segundo o FPI são: palpação da cabeça do tálus, curvatura acima e abaixo do maléolo lateral, inversão e eversão do calcâneo, abdução e adução do antepé sobre o retropé, região talo navicular côncava ou abaulada e congruência do arco longitudinal medial. Cada um dos critérios observados é graduado em 0 para neutro, -2 para sinais claros de supinação e +2 para sinais claros de pronação. Estes valores são então somados e seu total pode variar entre -12 a +12. Os valores de referência da

postura estática do pé são então classificados em: neutro de 0 a +5, muito pronado de +10 a +12, muito supinado de -5 a -12, pronado de +6 a +9 e supinado de -1 a -4. Aceitou-se para o estudo corredores com alinhamento do complexo tornozelo-pé neutro, supinado e pronado. Como previsto nos critérios de exclusão, não foram incluídos os corredores classificados em muito supinado ou muito pronado, segundo os valores descritos anteriormente. As características antropométricas são demonstradas na tabela 2.

### *4.3.2. Avaliação da percepção do conforto e da biomecânica da corrida*

A avaliação do conforto de cada condição de calçado foi realizada após a sua respectiva avaliação biomecânica, quando o corredor respondeu a um questionário de conforto do calçado, adaptado de Mündermann et al. (2002) (ANEXO 3). Este questionário avalia o conforto de 9 itens do calçado por meio de escalas visuais analógicas de 100mm, sendo o extremo esquerdo correspondente a totalmente desconfortável e o extremo direito correspondente a sensação mais confortável experimentada. O comprimento da escala analógica marcada foi então medida por um mesmo avaliador através de uma régua de 30 cm (decimais em 1 mm). Os resultados de conforto foram expressos em uma escala de razão de 0 a 10. Os nove itens avaliados foram: amortecimento no calcanhar, conforto da borda superior contraforte, conforto quanto à largura da base do contraforte, amortecimento no antepé, conforto na largura do antepé, conforto quanto ao comprimento calçado, controle médio-lateral durante a corrida, conforto na região do arco plantar, conforto geral. A primeira condição avaliada sempre foi a condição C1 que serviu como parâmetro para as avaliações de conforto (Mündermann et al. 2002). A sequência das condições a serem testadas posteriormente foi aleatorizada.

Tabela 2 – Descrição da amostra através de médias, mínimos e máximos das variáveis antropométricas contínuas, e proporção para as variáveis categóricas sobre prática da corrida e postura dos pés.

| | | |
|---|---|---|
| **Antropometria** | **Idade (anos)** | 34,4 (18 – 46) |
| | **Estatura (m)** | 1,73 (1,59 – 1,85) |
| | **Massa (kg)** | 74,7 (62,7 – 86,1) |
| | **IMC (kg/m$^2$)** | 24,8 (22,1 – 28,1) |
| **Informações sobre a prática da corrida** | **Tempo de prática em corrida (anos)** | 6,0 (1 – 26) |
| | **Distância semanal média (km)** | 50,0 (5 – 250) |
| | **Prática semanal média (dias)** | 4,0 (2 – 7) |
| | **Terreno predominante de treino** | Asfalto (88%) |
| | | Terra batida (7%) |
| | | Esteira ergométrica (5%) |
| | **Número total de provas** | 83 (0 – 1000) |
| | **Marca de preferência para calçado de treino** | Asics (36%) |
| | | Fila (24%) |
| | | Nike (17%) |
| | | Mizuno (12%) |
| | | Adidas (7%) |
| | | Saucony (2%) |
| | | Sketcher (2%) |
| **Antropometria dos pés** | **Tamanho do calçado** | 40 (60%) |
| | | 41 (40%) |
| | **Comprimento do pé (mm)** | 261,6 (247 – 273) |
| | **Largura de antepé (mm)** | 101,5 (93 – 112) |
| | **Perímetro da região da cabeça dos metatarsos (mm)** | 251,7 (240 – 270) |
| | **Postura dos pés (FPI)** | Normal (74%) |
| | | Supinado (14%) |
| | | Pronado (12%) |

A avaliação da distribuição da pressão plantar no interior do calçado foi realizada por meio do Pedar X System (Novel, Munique, Alemanha) a uma frequência de amostragem de 100 Hz. O sistema é composto por palmilhas sensoras, cabos, unidade de sincronização (figura

8). As palmilhas são compostas por 99 sensores capacitivos distribuídos homogeneamente, com resolução dependente do tamanho da palmilha, de aproximadamente 1 sensor/cm$^2$. As palmilhas se conectam a uma unidade sincronizadora condicionada em um pequeno cinto de neoprene nas costas dos sujeitos cuja massa total é de 1,2 kg, e a transmissão dos dados é feita via Bluetooth para o computador (figura 9).

Figura 8 - Sistema Pedar X composto por palmilha capacitiva, condicionador de sinais, unidade de Bluetooth, bateria e fitas velcro para fixação dos cabos.

Figura 9 - Corredor equipado com palmilha dentro do calçado, cinto de neoprene com condicionador de sinais do sistema Pedar X (Novel, Alemanha).

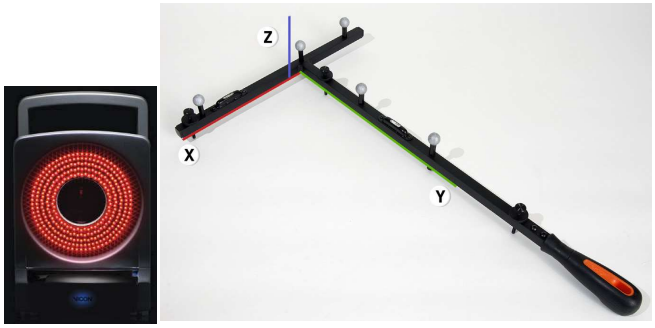
A avaliação cinemática tridimensional foi realizada por meio de 6 câmeras infravermelhas (VICON T-40, Oxford, UK) e 16 marcas refletivas (14 mm diâmetro) fixadas nos pontos anatômicos, seguindo a indicação do conjunto de marcas *Plug in Gait* para membro inferiores (Kadaba et al. 1990): espinhas ilíacas anterossuperiores, espinhas ilíacas póstero-

superiores, epicôndilos laterais do fêmur, coxa, maléolo lateral, perna, face posterior do calcâneo, cabeça do segundo metatarso (figura 10A).

A B

Figura 10 - (A) Protocolo de marcas e vestuário necessário para coletas. (B) Materiais utilizados durante as coletas: álcool e gaze para limpeza da pele prévia à fixação dos marcadores, fita adesiva para fixação dos marcadores refletivos, marcadores refletivos, fita métrica e antropômetro para mensuração das distâncias antropométricas, exigidas pelo software Nexus.

As seis câmeras infravermelhas (Figura 11A) foram posicionadas a 2,20 m do solo, em uma barra fixada nas paredes do laboratório ao redor das plataformas de força (figura 12). A frequência de amostragem das câmeras foi de 300 Hz. Antes da aquisição dos dados, o volume de interesse foi calibrado com o uso de um calibrador (Figura 11B) para posterior reconstrução das coordenadas espaciais dos marcadores.




A B

Figura 11 - Equipamento para captura de imagens do movimento humano (VICON): (A) Câmera T-40, (B) Instrumento para calibração do espaço de coleta.

Figura 12 - Imagem da disposição da plataforma de força e das câmeras infravermelhas na passarela de 25 m no Laboratório de Biomecânica da DASS Nordeste Calçados e Artigos Esportivos SA.

A força reação do solo foi adquirida por meio de duas plataformas de força (AMTI BP600600, Watertown, USA) com dimensões 60 cm por 60 cm, distantes 37 cm uma da outra, embutidas e niveladas no centro de uma pista de 25 metros de comprimento no laboratório de biomecânica da empresa DASS Nordeste Calçados e Artigos Esportivos SA. A frequência de amostragem dos dados de força foi de 1.200 Hz.

Os dados de cinemática e força reação do solo foram sincronizados no conversor AD VICON MX Giganet Lab de 64 canais operado pelo software Nexus da VICON.

Antes da realização da avaliação da corrida, foi realizado um breve teste de dominância lateral, em que foi solicitado que o atleta chutasse uma bola de futebol em direção a um gol com a perna que julgasse mais adequada (Greenberger e Paterno 1995) e assim determinou-se o membro dominante de cada atleta. Realizou-se então um breve período de habituação ao ambiente de coleta, ao vestuário específico, às marcas afixadas no corpo, até que os atletas conseguissem pisar na plataforma de força com o membro

dominante de forma natural na velocidade entre 9,5 e 10,5 km/h. Para o controle da velocidade foram utilizadas duas células fotoelétricas (Tecsistel Speed View, Novo Hamburgo, BR) posicionadas antes e depois das plataformas de força, a uma distância de 3 m uma da outra. Após a habituação, foram adquiridas 10 tentativas válidas para os dados de cinemática e força reação do solo, e em torno de 30 passos válidos para os dados de pressão plantar por sujeito por condição de calçado.

### 4.4. Tratamento Matemático dos Dados

Parte do tratamento matemático dos dados foi executada no programa *Nexus* (VICON, Oxford, UK). Após digitalização das marcas foram realizados os processos de filtragem dos sinais do deslocamento de cada marcador, com filtro passa baixa Butterworth de quarta ordem com frequência de corte de 12 Hz. Foram reconstruídas as coordenadas tridimensionais para cada marca refletiva, usando o algoritmo de transformação linear direta (DLT) no mesmo software.

Para definição dos eixos articulares, determinaram-se os centros das articulações do quadril, joelho e tornozelo. O modelo Newington-Gage foi utilizado para determinar as coordenadas do centro articular do quadril a partir do tamanho e sistema de coordenadas da pelve (Davis et al. 1991). O centro articular do joelho foi determinado a partir do centro articular de quadril e os planos da coxa. O centro articular do tornozelo, a partir do centro articular de joelho e planos da perna (Kadaba et al. 1990). A partir das coordenadas tridimensionais dos marcadores, foram calculados os deslocamentos angulares de quadril, joelho e tornozelo nos planos sagital e frontal. As séries temporais de cinemática foram então exportadas em formato ASCII e através de uma rotina escrita em ambiente Matlab, foram calculadas as variáveis discretas para análise. Para cada articulação em cada um dos planos as seguintes variáveis foram avaliadas:

- Ângulo no início do apoio;
- Ângulo máximo;
- Instante de ocorrência do angulo máximo;
- Amplitude de movimento entre o início do apoio e o ângulo máximo;
- Ângulo ao final do apoio.

Os dados da plataforma de força foram exportados em formato ASCII e por meio de uma rotina personalizada em Matlab, foram normalizados na magnitude pelo peso corporal do atleta e no tempo de 0 a 100% da fase de apoio. Foram então filtrados por um filtro Butterworth de quarta ordem, em frequência de corte de 300 Hz.

Foram calculadas as curvas de força reação do solo vertical e anteroposterior, tendo sido calculadas as seguintes variáveis da força reação do solo:

A. Primeiro pico da força vertical (%PC), equivalente à fase de ataque do calcanhar;
B. Segundo pico de força vertical (%PC), equivalente à fase de propulsão;
C. *Loading rate* (PC/s), equivalente à taxa entre 20 e 80% do primeiro pico da força vertical passiva;
D. Taxa de propulsão (PC/s), definida como a taxa do segundo pico de força entre o tempo da força mínima até o segundo pico de força;
E. Primeiro pico da força horizontal anteroposterior (%PC), equivalente à fase de ataque do calcanhar;
F. Impulsos de desaceleração anteroposterior, equivalente à integral da região negativa da curva de força anteroposterior;
G. Frequência mediana da força reação do solo vertical, definida como a mediana das frequências dos sinais de força vertical durante a fase inicial de apoio (até força mínima), calculada através da transformada rápida de Fourier.

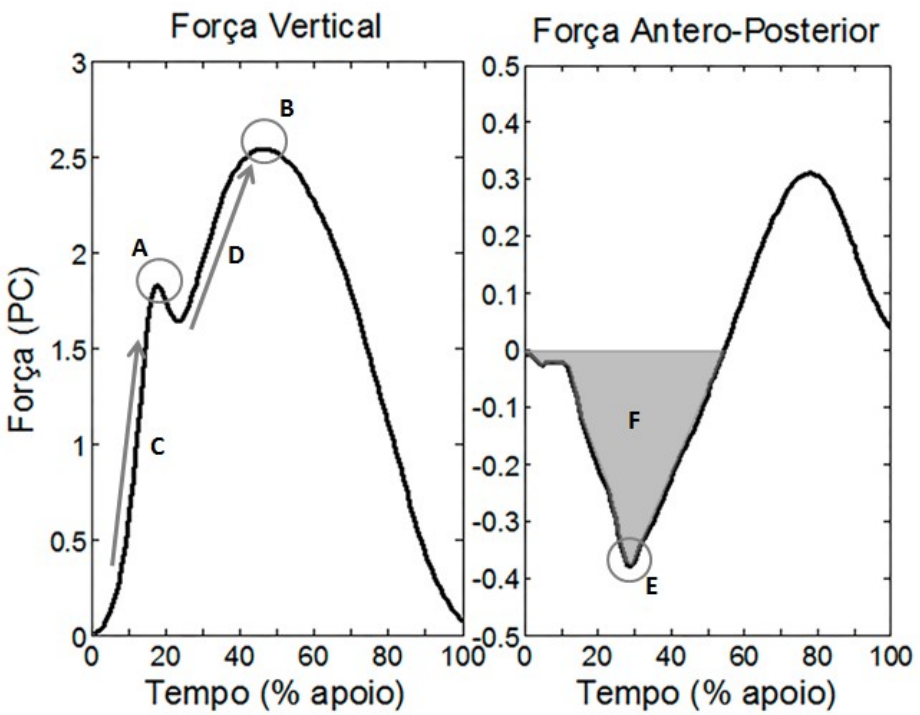



Figura 13 - Representação gráfica das variáveis de Força Reação do Solo vertical e anteroposterior, onde (A) é o primeiro pico da força vertical (%PC); (B) segundo pico de força vertical (%PC), (C) *Loading rate* (PC/s), (D) Taxa de propulsão (PC/s), (E) Primeiro pico da força horizontal anteroposterior (%PC), (F) Impulsos de desaceleração anteroposterior.

Os dados de pressão plantar foram avaliados em 4 regiões plantares (retropé, mediopé, antepé medial englobando primeiro metatarso e hálux, antepé lateral englobando demais metatarsos e artelhos), como demonstra a figura 14. As variáveis analisadas foram: pico de pressão plantar (kPa), área de contato ($cm^2$) e tempo de contato (ms).

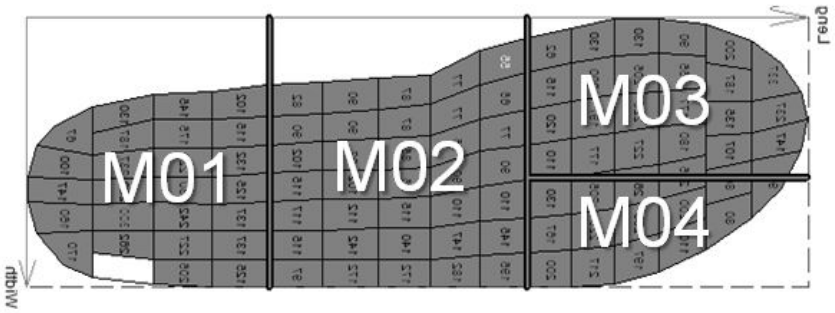



Figura 14 - Representação gráfica das quatro regiões avaliadas na pressão plantar: retropé (0~31% do comprimento), mediopé (31%~64% do comprimento), antepé medial englobando primeiro metatarso e hálux (64%~100% do comprimento, 0~59% da

largura), antepé lateral englobando demais metatarsos e artelhos (64% ~100% do comprimento,59% ~ 100% da largura)

## 4.5. Análise de *Machine Learning*

### *4.5.1. Variáveis de entrada e seleção das variáveis por Information Gain*

A análise de *Machine Learning* foi aplicada sobre uma parte da amostra total de corredores. Trinta corredores (36 [19 – 46] anos de idade, 1,72 [1,59 – 1,81] metros, 73,9 [62,7 – 84,8] kg, 62,9 [27 – 250] km por semana prazo, 4,4 [3 – 7] treinos por semana, 7,5 [2 – 26] anos de prática, 114,8 [20 – 1000] provas, 67% tornozelo/pé normal, 15% tornozelo/pé pronado, 19% tornozelo/pé supinado) participaram nesta análise.

Durante uma fase de pré-processamento de dados, as análises qualitativas foram realizadas para todas as amostras e, depois disso, 3 indivíduos foram excluídos do estudo por possível má qualidade da aquisição dos dados. Portanto, os dados de 27 corredores foram utilizados.

A série temporal de deslocamento angular nos três planos das articulações foram transformadas em um vector dimensional de 1.242 pontos (3 articulações dos membros inferiores x 3 planos de deslocamento angular x 100 pontos de dados interpolados + 3 vetores de forças de reação do solo x 100 pontos de dados interpolados + 42 variáveis cinéticas e cinemáticas discretas calculadas). Uma matriz de dados de entrada M foi então criada (10 tentativas x 4 condições de calçado x 27 sujeitos), resultando numa matriz de dimensão de 1.080 x 1.242. As linhas de matriz M representam 1.242 variáveis de cada tentativa, de cada calçado, de cada sujeito. Neste contexto, é desejável encontrar um subconjunto menor de variáveis, pois ele pode indicar um subconjunto mais discriminativo e menos redundante de recursos para melhorar os resultados da classificação da rede neural artificial.

A seleção das variáveis foi realizada através da análise dos níveis de acurácia de diferentes subconjuntos variáveis. Não é prático analisar todo o conjunto de 1.242

variáveis/colunas disponíveis na matriz M. Por isso, foi utilizada a técnica de *Information gain* para classificar as variáveis em ordem decrescente de relevância. Os diversos subconjuntos de variáveis continham um número crescente de variáveis, e subconjuntos maiores foram sistematicamente formados agregando variáveis menos relevantes de acordo com o critério de *Information gain*. Como um método supervisionado, buscou-se que a técnica de *Information gain* fosse capaz de classificar as variáveis de acordo com o seu poder de discriminação para separar as tentativas dos sujeitos dicotomicamente nas variáveis de alvo, por exemplo, em termos de resiliência baixa x alta, ou cabedal minimalista x estruturado.

### *4.5.2. Procedimento de classificação*

Como uma abordagem de classificação supervisionada, adotamos a técnica padrão de validação cruzada por k-*fold*, em que as tentativas dos sujeitos são divididas em k *folds*, onde k-1 *folds* são utilizadas para o treinamento e a *fold* restante é utilizada para testes. No conjunto de treinamento, um subconjunto de variáveis é selecionada e, posteriormente, um modelo de aprendizagem de Rede Neural Artificial é treinado. Em seguida, a acurácia da classificação do modelo de Rede Neural Artificial resultante é avaliada na pasta de teste. Concluímos a rodada de testes quando o método de rede neural artificial alcançou a melhor acurácia de classificação. Uma vez que isto requer um parâmetro crítico, realizamos uma busca exaustiva através de subconjuntos de valores de parâmetros críticos.

Realizamos a classificação em dois contextos:

(i) Foi realizada uma validação cruzada em 4-*fold* para cada sujeito (40 tentativas cada) para avaliar a existência de efeitos dos calçados, calculando a acurácia para discriminar a condição de calçado para cada indivíduo em cada subconjunto de variáveis. Em seguida, a média e o desvio-padrão destas acurácias foram calculados;

(ii) Foi realizada uma validação cruzada padrão em 10-*fold* envolvendo ensaios de todos os sujeitos para avaliar a existência de alterações de sujeito independente induzidas

pelas intervenções dos calçados, encontrando um valor de acurácia para cada subconjunto de variáveis.

Ao comparar os valores de acurácia da classificação e os subconjuntos das variáveis mais relevantes entre (i) e (ii), foi possível analisar quão sujeito-dependentes são os resultados e potencialmente concluir sobre um padrão na composição das variáveis mais relevantes para a classificação induzido por diferentes resiliências de materiais de amortecimento e por estruturas de cabedais.

### 4.6. Análise estatística inferencial dos dados

A partir dos dados biomecânicos e de conforto coletados neste estudo, foram elaboradas 3 etapas de análises estatísticas inferenciais:

1) O efeito dos calçados sobre as variáveis biomecânicas e sobre o conforto foi analisado depois de verificadas a homocedasticidade (teste Levene), e a normalidade (teste Kolmogorov-Smirnov) dos dados. As variáveis de força reação do solo vertical e anteroposterior, as variáveis de cinemática sagitais e frontais de quadril, joelho e tornozelo, as variáveis de pressões plantares e as variáveis do questionário de conforto foram então comparadas por meio de testes de análises de variância (ANOVAs) para medidas repetidas, seguidas de pós-teste de Bonferroni ($p<0,05$). A variável área de contato, dentre as variáveis de pressão plantar, foi a única variável biomecânica que demonstrou distribuição não paramétrica, e, portanto, para esta variável, o teste estatístico utilizado foi o teste de Friedman, com pós-teste de Wilcoxon.
2) As correlações lineares entre o conforto e as variáveis biomecânicas foram verificadas através da Correlação de Pearson ($p<0,05$). As correlações foram realizadas para cada condição de calçado separadamente, e posteriormente para

todas as condições em conjunto para verificar se as variáveis biomecânicas e de conforto apresentam associação independente do calçado utilizado. A correlação de Pearson foi considerada fraca entre 0 e 0,30; moderada ente 0,31 e 0,60; forte entre 0,61 e 0,90 e muito forte entre 0,91 e 1,0 (Callegari-Jacques 2003).

3) As acurácias de classificação entre diferentes resiliências de materiais de amortecimento e diferentes estruturas de cabedal foram comparadas através de *Machine learning* e analisadas intra-sujeito e inter sujeitos. Acurácias acima de 80% foram consideradas bons valores (Hoerzer et al. 2015).

Para todas as análises foram consideradas as diferenças estatísticas com nível de significância igual a 5% (α=0,05). O tratamento estatístico foi realizado no programa *Statistica*v.*7 (Statsoft Inc.)* e a análise de *Machine Learning* através do programa RapidMiner v.5.3.015 (Dortmund, Alemanha).

# 5. APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados serão apresentados por análises realizadas de acordo com as etapas elaboradas para comparar o efeito dos calçados e verificar a relação destas com o conforto subjetivo. As discussões correspondentes são apresentadas após cada resultado.

## 5.1. Análise do efeito isolado do calçado sobre as variáveis Biomecânicas e de Conforto

As tabelas 3, 4, 5, 6 e 7 mostram as diferenças entre os calçados para as variáveis de força reação do solo, cinemática, pressão plantar e questionário de conforto. Os resultados dos testes ANOVA para medidas repetidas e os resultados dos pós-testes de Bonferroni são apresentados para cada variável.

É possível observar que, de uma forma geral, as variáveis de força reação do solo foram variáveis biomecânicas que diferenciaram bem as condições de calçados, exceto as variáveis de magnitude da componente vertical da força reação do solo (1º Pico de Força Vertical e 2º Pico de Força Vertical) que não diferenciaram os calçados.

As variáveis de força que dizem respeito à fase de impacto do calcanhar com o solo (frequência mediana do pico passivo de impacto da força vertical – $F(3,41) = 57,22$, $p < 0,001$ - e *loading rate* de 20% a 80% do primeiro pico vertical – $F(3,41) = 50,46$, $p<0,001$) demonstram o mesmo comportamento: para os calçados de cabedal estruturado, as resiliências não foram diferentes entre si, e para o cabedal minimalista, os corredores apresentaram impactos mais altos com o material de baixa resiliência do que com o material de alta resiliência. Entre os cabedais, o cabedal minimalista apresentou impactos mais altos que o cabedal estruturado.

Contrariamente aos nossos resultados, Sinclair et al. (2014) encontraram maiores impactos no calçado de alto retorno de energia se comparado a um calçado convencional, mensurados através do pico de aceleração tibial. Em nossos resultados, o efeito da resiliência do material de amortecimento foi sutil, estando presente apenas entre as condições de cabedal minimalista. As condições testadas por Sinclair et al. (2014) eram demasiadamente distintas. Além da diferença de resiliência das entressolas, os dois modelos, de marcas diferentes, comercialmente disponíveis provavelmente possuíam diferentes formas, cabedais, palmilhas, formatos de solado, etc, o que pode ter contribuído para acentuar as diferenças entre as condições e gerar influências mais expressivas sobre a biomecânica do que a resiliência do material de entressola.

A variável taxa de propulsão não mostrou ser capaz de diferenciar as resiliências, mas sim as estruturas de cabedal ($F(3,41) = 10,81$, $p<0,001$). Este dado é de certa forma esperado, uma vez que os insertos de diferentes resiliências são encontrados na região do calcanhar e provavelmente influenciam mais a fase de impacto do calcanhar e não a fase de propulsão. Por outro lado, a estrutura do cabedal (que envolve a aplicação de diferentes materiais por todo o calçado, do calcanhar à região de antepé) contribuiu também na fase de propulsão da corrida. Liberman et al. (2010) discorrem sobre o mecanismo de locomoção sem restrição de um cabedal estruturado de calçado, e uma das vantagens apresentadas é que a ausência de constrição permite que o movimento livre do pé alongue passivamente os arcos plantares, melhorando a funcionalidade do mecanismo de armazenamento e liberação de energia elástica desta estrutura durante a corrida. E assim, o cabedal minimalista pode ter favorecido a capacidade de gerar força na propulsão, observada pela maior taxa de propulsão nos cabedais minimalistas.

Em relação às forças horizontais, a força de desaceleração antero-posterior foi maior nos cabedais minimalistas se comparada à C1 ($F(3,41) = 5,09$, $p=0,002$), e o impulso de desaceleração da condição C3 foi menor que a condição C1 ($F(3,41) = 5,97$, $p<0,001$). As forças

horizontais também puderam diferenciar os cabedais e demonstram o cabedal minimalista com maiores forças de desaceleração antero-posterior.

Tabela 3 - Médias e desvios padrão das variáveis de força reação do solo para cada calçado, o p-valor das ANOVA para medidas repetidas, e o resultados do pós-teste de Bonferroni.

| | **C1** | **C2** | **C3** | **C4** | **p** | **Post-hoc** |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **1º Pico da Força Vertical (PC)** | 1,90 (0,26) | 1,91 (0,26) | 1,93 (0,26) | 1,94 (0,25) | 0,148 | |
| **Frequência Mediana (Hz)** | 14,4 (1,5) | 14,2 (1,7) | 15,8 (2,1) | 14,8 (1,6) | **<0,001** | C1,C2<C4<C3 |
| ***Loading Rate* (PC/s)** | 63,1 (13,0) | 62,5 (12,9) | 74,1 (16,3) | 67,9 (13,5) | **<0,001** | C1,C2<C4<C3 |
| **2º Pico da Força Vertical (PC)** | 2,6 (0,2) | 2,6 (0,2) | 2,6 (0,2) | 2,6 (0,2) | 0,925 | |
| **Taxa de Propulsão (PC/s)** | 18,3 (3,3) | 17,9 (2,8) | 19,3 (3,2) | 18,7 (3,3) | **<0,001** | C2<C4<br>C1,C2<C3 |
| **1º Pico da Força Anteroposterior (PC)** | -0,402 (0,053) | -0,408 (0,055) | -0,418 (0,063) | -0,414 (0,057) | **0,002** | C3,C4<C1 |
| **Impulso de Desaceleração Horizontal (PC.s)** | -8,6 (1,5) | -8,9 (1,5) | -9,4 (1,7) | -9,1 (1,5) | **<0,001** | C3<C1 |

A tabela 4 demonstra a análise da área de contato, em que houve efeito significativo do calçado apenas na região lateral de antepé (p=0,04), onde a condição C3 (cabedal minimalista de baixa resiliência), se comparada a C1 (cabedal estruturado com material de baixa resiliência) e a C4 (cabedal minimalista com material de alta resiliência) (p<0,05) apresentou menor área de contato na região lateral do antepé. Isto demonstra que mesmo utilizando a mesma forma para construção dos calçados, e mesmo padronizando as palmilhas internas dos calçados, a combinação única entre cabedal e material de amortecimento proporcionou um rolamento do pé diferente, gerando menos contato com a região lateral do antepé no calçado C3.

Tabela 4 - Médias e desvios padrão da área de contato para cada calçado em cada área plantar, o p-valor dos testes de Friedman, e os resultados do Wilcoxon para amostras pareadas.

| | | C1 | C2 | C3 | C4 | p | Post-hoc |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **Área de Contato ($cm^2$)** | **Total** | 170,2 (1,4) | 170,4 (1,3) | 170,1 (1,3) | 170,3 (1,4) | 0,15 | |
| | **Retropé** | 43,7 (0,9) | 43,8 (0,8) | 43,8 (0,8) | 43,8 (0,8) | 0,18 | |
| | **Mediopé** | 61,0 (0,7) | 61,0 (0,8) | 61,0 (0,6) | 61,0 (0,8) | 0,08 | |
| | **Antepé Medial** | 42,6 (0,6) | 42,7 (0,2) | 42,6 (0,4) | 42,6 (0,4) | 0,34 | |
| | **Antepé Lateral** | 22,8 (0,3) | 22,9 (0,3) | 22,8 (0,5) | 22,9 (0,4) | **0,04** | C3<C1,C4 |

A tabela 5 demonstra a análise do pico de pressão plantar e o tempo de contato de cada área plantar nas diferentes condições de calçado. De uma forma geral, é possível observar que as condições de cabedal minimalista (C3 e C4) apresentaram maiores picos de pressão se comparados às condições de cabedal estruturado (C1 e C2). Fato que pode ser observado na área total ($F(3,41)=15,92$, $p<0,001$), em antepé medial ($F(3,41) = 5,56$, $p=0,001$) e em retropé ($F(3,41) = 30,25$, $p<0,001$). Em retropé, ainda é possível observar que ao comparar condições de mesmo cabedal, os de materiais de baixa resiliência (C1, C3) apresentaram maiores picos nesta região que os calçados de alta resiliência (C2, C4). Em mediopé, houve efeito significativo do calçado, apesar do pós-teste de Bonferroni não identificar onde estavam essas diferenças ($F(3,41)=3,73$, $p=0,013$). O tempo de contato do pé com o calçado foi semelhante entre as condições de calçado, exceto em retropé, em que as condições de cabedal estruturado (C1 e C2) tiveram menor tempo de contato que C4 (cabedal minimalista com amortecimento de alta resiliência) ($F(3,41)=3,73$, $p=0,013$).

Esperava-se que o cabedal minimalista permitisse uma distribuição de pressão mais homogênea devido a um processo de rolamento do pé durante a corrida mais gradual. No entanto, os picos de pressão foram maiores no cabedal minimalista. Hagen e Hennig (2009) relatam que o uso de cadarços melhor ajustados no calçado de corrida gera um contato mais firme entre o calçado e o pé, gerando menores picos de pressão no retropé e *loading rates*

mais baixas. Os autores atribuíram suas descobertas a um melhor acoplamento entre o pé-calçado, facilitando, assim, o aproveitamento da tecnologia de absorção de impacto do calçado. Os nossos resultados também podem ser explicados por um contato mais firme e ajustado dentro do calçado estruturado que de acordo com a percepção relatada, estava mais justo ao pé que o cabedal minimalista. Podemos concluir que, para maximizar a eficiência das tecnologias das solas é importante que cabedal, mesmo quando minimalista, tenha um bom ajuste com a antropometria dos pés.

A resiliência do material de amortecimento teve efeito apenas no pico de pressão da região de retropé, e o efeito foi o mesmo tanto entre os cabedais estruturados quanto entre os cabedais minimalistas. Os diferentes materiais de amortecimento foram inseridos apenas sob a região do calcâneo, e é interessante como estes materiais se restringiram a influenciar apenas a pressão plantar de retropé. Autores que modificaram sistematicamente a dureza da entressola também encontraram influência do material manipulado na região de retropé (Hennig et al.,1996; Milani et al., 1997), demonstrando que o pico de pressão em retropé é uma variável sensível às modificações no material da entressola nos corredores que adotam a estratégia de corrida de retropé.

Tabela 5 - Médias e desvios padrão do pico de pressão plantar e tempo de contato de cada calçado em cada área plantar, o p-valor das ANOVA para medidas repetidas, e o resultados do pós-teste de Bonferroni.

| | | **C1** | **C2** | **C3** | **C4** | **p** | **Post-hoc** |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **Pico de Pressão (kPa)** | **Total** | 317,7 (50,8) | 313,8 (48,4) | 338,3 (54,3) | 328,8 (56,3) | **<0,001** | C1,C2<C3, C4 |
| | **Retropé** | 260,3 (43,9) | 245,3 (42,4) | 281,3 (55,2) | 264,4 (51,2) | **<0,001** | C2<C1,C4<C3 |
| | **Mediopé** | 154,5 (29,2) | 159,8 (27,0) | 158,8 (30,5) | 154,9 (28,7) | **0,013** | |
| | **Antepé Medial** | 300,3 (56,2) | 303,0 (52,6) | 312,2 (59,7) | 311,1 (60,5) | **0,001** | C1,C2<C3,C4 |
| | **Antepé Lateral** | 240,3 (41,4) | 243,0 (40,0) | 241,8 (43,0) | 241,5 (44,8) | 0,708 | |
| **Tempo de Contato (ms)** | **Total** | 225,8 (13,9) | 229,8 (14,6) | 227,0 (18,4) | 228,6 (16,9) | 0,071 | |
| | **Retropé** | 167,1 (31,0) | 174,2 (30,1) | 176,9 (34,5) | 186,4 (29,6) | **<0,001** | C1,C2<C4 |
| | **Mediopé** | 213,3 (17,5) | 218,6 (14,6) | 215,2 (20,8) | 216,5 (18,0) | 0,080 | |
| | **Antepé Medial** | 207,3 (21,0) | 211,3 (19,6) | 210,2 (23,9) | 210,4 (21,8) | 0,174 | |
| | **Antepé Lateral** | 213,7 (18,2) | 217,6 (17,0) | 216,2 (21,5) | 215,6 (19,2) | 0,192 | |

A tabela 6 demonstra as comparações entre os calçados para as variáveis de cinemática. De uma forma geral, é possível verificar que a articulação mais distal, o tornozelo, sofre maior influência dos calçados do que as articulações mais proximais como joelho e quadril. O complexo tornozelo-pé é a região corporal que mantém o íntimo contato com o calçado e interação constante com o solo durante a locomoção, portanto é esperado que fosse a articulação que sofre a maior influência das condições de calçado. Não é possível identificar claramente um padrão de influência da resiliência do material de amortecimento ou da estrutura de cabedal na cinemática de membros inferiores. Exceto pela variável ângulo inicial de tornozelo no plano sagital que parece receber influência do cabedal (cabedais estruturados iniciam a fase de apoio com maior dorsiflexão que cabedais minimalistas – $F(3,41) = 6,30$, $p<0,001$) e pela variável ângulo máximo de joelho no plano sagital que parece receber influência da resiliência dos materiais de amortecimento (materiais mais resilientes geraram maior flexão de joelho no médio apoio – $F(3,41) = 8,71$, $p = 0,000$), nas demais variáveis, cada calçado parece atuar de forma única em comparação às demais condições de calçado.

Correr com o cabedal estruturado levou os atletas a iniciar o ataque do calcanhar com o tornozelo levemente mais fletido, e mesmos graus de flexão de joelho e quadril, o que indica um padrão de aterrissagem com retropé mais proeminente do que a corrida com o cabedal minimalista. Liberman et al. (2010) argumentam em seu estudo que calçados de corrida de solados espessos e confortáveis limitam a propriocepção dos pés dos atletas e estimulam a aterrissagem da corrida pelo calcanhar. Em nosso estudo, as dimensões dos solados foram idênticas entre as condições, e foi possível verificar que não apenas a altura do solado e o *drop* são capazes de influenciar a estratégia de aterrissagem, mas a estrutura do cabedal também faz com que o atleta aterrisse com o calcanhar mais proeminente. Nossos resultados demonstraram que a condição de cabedal estruturado também gerou menores *loading rates* e

frequência mediana na fase de impacto do calcanhar. Ou seja, mesmo com uma estratégia de retropé mais proeminente, as forças de impacto foram menores nos cabedais estruturados.

Ao se comparar corredores com a estratégia de aterrissagem em retropé e antepé, aterrissar em retropé seria desvantajso em longo prazo por expor o corpo a colisões abruptas nos primeiros 50 ms do apoio e por limitar o trabalho dos tecidos passivos e da musculatura intrínseca dos pés na mecânica da corrida, enfraquecendo esta estrutura e deixando-o vulnerável a lesões crônicas, como a fasciíte plantar (Liberman et al. 2010). Nosso estudo incluiu apenas corredores com a estratégia de retropé, ou seja, nossa população talvez seja composta de corredores com pés enfraquecidos e dificuldade em lidar com calçados com menos restrição de movimento como nossas condições de cabedal minimalista, o que justificaria as maiores *loading rates* e frequências medianas observadas nos cabedais minimalistas. De acordo com Shih et al. (2013), caso o corredor não seja capaz de adaptar a estratégia de corrida de retropé para antepé na corrida descalça, é melhor que ele corra utilizando calçados, pois isso protege suas articulações de altos impactos.

A tabela 7 traz as análises do conforto subjetivo que demonstram que os calçados se diferenciam em apenas cinco dos nove quesitos avaliados pelo questionário: amortecimento do calcanhar, ajuste do contraforte, amortecimento do antepé, controle médio-lateral e conforto geral. O calçado C3 obteve as piores notas nestes cinco aspectos do questionário. Em alguns quesitos, ele foi o pior avaliado dentre todas as demais condições (como no amortecimento do calcanhar ($F(3,41) = 4,06$, $p=0,009$) e no conforto geral ($F(3,41) = 4,8$, $p = 0,003$). Nos aspectos de ajuste de contraforte ($F(3,41) = 4,32$, $p=0,006$) e controle médio-lateral ($F(3,41) = 4,26$, $p=0,007$), C3 foi mais mal avaliado em relação aos cabedais estruturados (C1 e C2). E sobre o amortecimento de antepé, C3 foi pior apenas que a condição C2 (cabedal estruturado e amortecimento de alta resiliência), que é a condição que mais difere da condição C3 ($F(3,41) = 4,80$, $p=0,003$).

Nossos resultados de conforto, em geral, demonstram que a condição C3 (cabedal minimalista com material de baixa resiliência) se destaca negativamente das demais condições, que coincide com os piores resultados de força reação do solo e picos de pressão plantar. Milani et al. (1997) afirmam que o corpo é capaz de discernir os estímulos de impacto e frequência do impacto. Nossos resultados demonstram que isso foi verdadeiro para a pior condição (conforto mais baixos e impactos mais altos), mas os avaliadores não associaram as condições de menores impactos com as de maior conforto, nos levando a deduzir que talvez a situação de desconforto seja mais bem definida que a condição de conforto.

Nossos resultados de conforto não demonstram um padrão claro de que os corredores tenham percebido diferença entre as duas resiliências do material de amortecimento, assim como as variáveis biomecânicas não descerniram claramente estes dois materiais (apenas na condição cabedal minimalista). Sinclair et al. (2016) comparam conforto em dois modelos de calçados diferentes, sendo um deles de solado de alta resiliência, e em seu estudo encontraram maior conforto na condição de maior retorno de energia. O menor consumo de oxigênio é um dos achados que aparecem com maior frequência nos estudos envolvendo calçados com diferentes resiliências de solado (Sinclair et al. 2016, Worobets et al. 2014). Uma possível hipótese é que o conforto percebido pelos corredores que utilizam calçados de solado de maior resiliência talvez tenham correlações mais fortes com as variáveis fisiológicas, como o consumo de oxigênio do que com variáveis biomecânicas.

Tabela 6 - Médias e desvios padrão das variáveis de cinemática das articulações de tornozelo, joelho e quadril, nos planos sagital e frontal para cada calçado, o p-valor das ANOVA para medidas repetidas, e o resultados do pós-teste de Bonferroni.

| | | C1 | C2 | C3 | C4 | p | Post-hoc |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **Plano Sagital de Tornozelo** | **Ângulo Inicial (◦)** | 17,4 (3,8) | 17,6 (3,9) | 16,5 (3,8) | 16,6 (3,7) | **<0,001** | C3,C4<C1,C2 |
| | **Ângulo Máximo (◦)** | 32,2 (4,2) | 32,8 (3,6) | 32,3 (3,9) | 32,2 (3,7) | 0,056 | |
| | **Instante do Ângulo Máximo (ms)** | 130 (10) | 131 (10) | 130 (10) | 133 (10) | **<0,001** | C3,C1<C4 |
| | **Δ Inicial-Máximo (◦)** | 14,8 (4,9) | 15,2 (5,1) | 15,8 (5,3) | 15,6 (5,1) | **0,001** | C1<C3,C4 |
| | **Ângulo Final (◦)** | -16,6 (5,9) | -15,9 (5,7) | -17,0 (5,9) | -16,5 (6,3) | **0,022** | C3<C2 |
| **Plano Frontal de Tornozelo** | **Ângulo Inicial (◦)** | -2,0 (2,9) | -2,7 (3,1) | -2,5 (3,1) | -2,4 (3,1) | **0,001** | C2,C3<C1 |
| | **Ângulo Máximo (◦)** | 7,9 (3,5) | 8,2 (3,3) | 8,0 (3,4) | 8,3 (3,3) | 0,082 | |
| | **Instante do Ângulo Máximo (ms)** | 108 (14) | 110 (15) | 108 (11) | 110 (14) | **0,026** | |
| | **Δ Inicial-Máximo (◦)** | 10,0 (3,1) | 10,9 (3,4) | 10,5 (3,2) | 10,7 (3,0) | **<0,001** | C1<C4,C2 |
| | **Ângulo Final (◦)** | -2,6 (3,1) | -2,9 (3,2) | -3,0 (3,2) | -2,7 (3,0) | **0,045** | |
| **Plano Sagital de Joelho** | **Ângulo Inicial (◦)** | 14,1 (4,2) | 13,8 (4,1) | 14,1 (3,7) | 14,0 (3,7) | 0,384 | |
| | **Ângulo Máximo (◦)** | 46,9 (4,7) | 47,5 (5,0) | 47,3 (4,8) | 47,8 (4,9) | **<0,001** | C1<C2,C4 C3<C4 |
| | **Instante do Ângulo Máximo (ms)** | 96 (10) | 96 (11) | 95 (11) | 97 (13) | 0,192 | |
| | **Δ Inicial-Máximo (◦)** | 32,7 (3,8) | 33,7 (4,1) | 33,1 (3,7) | 33,8 (3,7) | **<0,001** | C1<C2,C4 |
| | **Ângulo Final (◦)** | 13,3 (4,5) | 13,0 (4,7) | 13,0 (5,0) | 13,1 (4,8) | 0,617 | |
| **Plano Frontal de Joelho** | **Ângulo Inicial (◦)** | 1,7 (4,0) | 1,7 (4,3) | 1,7 (4,1) | 1,5 (3,8) | 0,582 | |
| | **Ângulo Máximo (◦)** | 4,8 (6,5) | 4,7 (6,8) | 4,5 (6,5) | 4,4 (6,4) | 0,466 | |
| | **Instante do Ângulo Máximo (ms)** | 76 (61) | 76 (63) | 75 (64) | 81 (64) | 0,517 | |
| | **Δ Inicial-Máximo (◦)** | 3,0 (4,3) | 3,0 (4,3) | 2,8 (4,0) | 2,9 (4,0) | 0,516 | |
| | **Ângulo Final (◦)** | 0,0 (3,9) | -0,1 (4,1) | -0,3 (4,0) | -0,3 (4,1) | 0,441 | |
| **Plano Sagital de Quadril** | **Ângulo Inicial (◦)** | 43,8 (6,5) | 43,5 (7,4) | 43,7 (7,2) | 44,1 (7,3) | 0,136 | |
| | **Ângulo Máximo (◦)** | 45,1 (6,5) | 45,0 (7,3) | 45,2 (7,4) | 45,6 (7,3) | 0,080 | |
| | **Instante do Ângulo Máximo (ms)** | 33 (26) | 34 (28) | 35 (26) | 35 (28) | 0,510 | |
| | **Δ Inicial-Máximo (◦)** | 1,26 (1,81) | 1,49 (2,06) | 1,57 (2,12) | 1,49 (2,07) | **0,049** | C1<C3 |
| | **Ângulo Final (◦)** | -6,3 (5,8) | -6,4 (6,2) | -6,3 (6,1) | -6,4 (6,2) | 0,991 | |
| **Plano Frontal de Quadril** | **Ângulo Inicial (◦)** | 2,5 (4,2) | 2,6 (4,0) | 2,8 (4,2) | 2,8 (3,4) | 0,534 | |
| | **Ângulo Máximo (◦)** | 9,6 (3,7) | 9,7 (3,7) | 10,0 (3,7) | 10,2 (3,2) | **0,037** | C1<C4 |
| | **Instante do Ângulo láximo (ms)** | 89 (15) | 89 (15) | 88 (15) | 90 (15) | 0,560 | |
| | **Δ Inicial-Máximo (◦)** | 7,1 (2,6) | 7,2 (2,8) | 7,2 (3,0) | 7,4 (2,9) | 0,418 | |
| | **Ângulo Final (◦)** | -4,8 (3,3) | -4,8 (3,6) | -4,8 (3,6) | -4,7 (3,7) | 0,954 | |

Tabela 7 - Médias e desvios padrão das variáveis de conforto para cada calçado, o p-valor das ANOVAs para medidas repetidas, e o resultados do pós-teste de Bonferroni.

| | | C1 | C2 | C3 | C4 | p | Post-hoc |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **Variável de Conforto do Calçado** | **Amortecimento em Calcanhar** | 7,4 (1,6) | 7,6 (1,8) | 6,6 (2,5) | 7,2 (2,1) | **0,009** | C3<C1,C2,C4 |
| | **Ajuste do Contraforte** | 7,8 (1,4) | 7,8 (1,5) | 7,0 (2,1) | 7,4 (2,0) | **0,006** | C3<C1,C2 |
| | **Largura do Calcanhar** | 8,0 (1,6) | 7,8 (1,6) | 7,3 (2,0) | 7,7 (1,7) | 0,107 | |
| | **Amortecimento em Antepé** | 7,4 (1,7) | 7,8 (1,5) | 6,9 (2,1) | 7,1 (1,9) | **0,021** | C3<C2 |
| | **Largura do Antepé** | 7,8 (1,5) | 7,6 (2,1) | 7,6 (1,9) | 7,5 (2,0) | 0,880 | |
| | **Comprimento do Tênis** | 8,4 (1,5) | 8,1 (1,6) | 7,6 (2,0) | 8,1 (1,5) | 0,058 | |
| | **Controle Médio-Lateral** | 8,2 (1,3) | 8,0 (1,5) | 7,2 (2,2) | 7,7 (1,6) | **0,006** | C3<C1,C2 |
| | **Altura do Arco Longitudinal Medial** | 7,8 (2,1) | 7,9 (1,8) | 7,2 (1,9) | 7,7 (1,9) | 0,117 | |
| | **Conforto Geral** | 8,2 (1,2) | 8,0 (1,5) | 7,1 (2,2) | 7,8 (1,6) | **0,003** | C3<C1,C2,C4 |

## 5.2. Análise da correlação entre as variáveis Biomecânicas e as variáveis de conforto do calçado

Com o objetivo de verificar a existência de correlação entre variáveis biomecânicas e as variáveis de conforto, realizou-se o teste de Correlação de Pearson entre todas as variáveis biomecânicas e as notas do questionário de conforto que apresentaram efeito dos calçados na ANOVAs para medidas repetidas. As correlações foram realizadas para cada condição de calçado e posteriormente com todas as condições juntas (média do conforto entre as quatro condições).

As variáveis de força reação do solo referentes à fase de ataque do calcanhar até o médio apoio que apresentaram efeito significativo do calçado (frequência mediana, taxa de carga central, 1º pico de força horizontal e impulso de desaceleração horizontal) foram correlacionadas com as variáveis de conforto do calçado referentes à avaliação desta fase da

corrida (conforto sobre o amortecimento em calcanhar e conforto geral). Os resultados da correlação de Pearson são apresentados na tabela 8.

Tabela 8 - Valor de r das correlações de Pearson entre força reação do solo na fase de contato inicial do calcanhar com o solo e o conforto do amortecimento do calcanhar e conforto geral, para cada calçado e considerando a média de todas as condições de calçado.

| **Conforto sobre Amortecimento em Calcanhar** | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | **C1** | **C2** | **C3** | **C4** | **TODOS** |
| Frequência Mediana | -0,00 | 0,04 | -0,29 | -0,22 | **-0,20*** |
| *Loading rate* | -0,12 | -0,14 | -0,25 | -0,12 | **-0,22*** |
| 1º Pico de Força Horizontal | 0,10 | **0,33*** | 0,09 | 0,28 | **0,21*** |
| Impulso de Desaceleração Horizontal | -0,13 | 0,17 | -0,04 | -0,04 | 0,02 |
| **Conforto Geral** | | | | | |
| Frequência Mediana | 0,14 | -0,02 | -0,26 | -0,07 | **-0,17*** |
| *Loading rate* | -0,10 | -0,24 | -0,19 | 0,01 | **-0,20*** |
| 1º Pico de Força Horizontal | 0,10 | 0,07 | 0,02 | 0,15 | 0,09 |
| Impulso de Desaceleração Horizontal | -0,02 | 0,17 | -0,01 | -0,14 | 0,04 |

**representa valores estatisticamente significativos de acordo com o teste de Correlação de Pearson (p<0,05).*

As correlações entre as variáveis biomecânicas de força relacionadas à fase do impacto do calcanhar com o solo e o conforto relacionado ao amortecimento em calcanhar e conforto geral não foram significativas quando analisadas em cada calçado isoladamente. A única exceção ocorreu para a correlação entre o primeiro pico de força anteroposterior e o conforto sobre o amortecimento em calcanhar no calçado C2, que obteve uma correlação moderada (r=33%, p<0,05). Isso indica que apenas neste calçado, quanto mais negativa foi a força de desaceleração horizontal, pior foi o conforto sobre o amortecimento de calcanhar. A correlação entre primeiro pico de força horizontal e o conforto sobre o amortecimento no calcanhar também é significativa quando analisamos todos os calçados juntos, apesar que esta

correlação foi maior nos calçados de alta resiliência em relação aos de baixa. Ao analisar todos os calçados conjuntamente, é possível verificar que as duas variáveis biomecânicas que se referem à fase de impacto do calcanhar (frequência mediana e *loading rate*) apresentam uma correlação fraca, inversamente proporcional, porém significativa, com o conforto sobre o amortecimento no calcanhar e com o conforto geral. Isso significa que maiores frequências de impacto, assim como maiores *loading rates,* apresentam piores avaliações quanto ao conforto sobre o amortecimento em calcanhar e conforto geral. E essa correlação não existiu para cada calçado isoladamente. De acordo com o estudo de Hennig et al. (1996), o corpo é capaz de associar algumas variáveis biomecânicas de impacto (*loading rate*, frequência mediana e pico de pressão plantar no calcanhar) com a percepção de maciez do solado, ou seja, quanto maiores estas variáveis biomecânicas, menos macios são classificados os solados. E de acordo com Milani et al. (1997), o corpo é capaz de perceber a variação destas variáveis biomecânica e associá-las a graus de percepção de impacto e pressão de forma consistente. Ao avaliar conforto, nosso estudo acrescenta uma variável de gosto pessoal à avaliação. Não avaliamos apenas a capacidade de percepção, mas também um julgamento dessa percepção. Ou seja, notas baixas indicam que o corredor, além de perceber o impacto, classifica-o como ruim. E nosso estudo pôde inferir que, em geral, calçados com maiores *loading rate*, frequência mediana e maior força horizontal de desaceleração são perceptíveis e estão associadas a condições mais desconfortáveis.

A variável de força reação do solo que se refere à fase de propulsão da corrida e que apresentou efeito significativo do calçado (taxa de propulsão) foi correlacionada com as variáveis de conforto que apresentaram efeito significativo do calçado referente à avaliação desta fase da corrida (conforto sobre o amortecimento em antepé e conforto geral). A correlação em cada calçado isoladamente foi moderada, inversa e significativa para taxa de propulsão e conforto sobre o amortecimento de antepé apenas em C4 ($r= -0,34$, $p<0,05$). A correlação entre a taxa de propulsão e conforto geral em cada condição de calçado foi

moderada, inversa e significativa apenas para C4 (r= -0,33, p<0,05). Analisando apenas o calçado C4 existe uma relação moderada e inversa entre taxa de propulsão e o conforto sobre o amortecimento de antepé e sobre o conforto geral. E essa correlação se manteve ao analisarmos todos os calçados conjuntamente, porém a relação se torna fraca e inversa com o conforto sobre o amortecimento de antepé (r=-0,26, p<0,05), e com o conforto geral (r=-0,15, p<0,05). Ou seja, quanto maior a taxa de crescimento da força reação do solo vertical na fase de propulsão, pior é a percepção de amortecimento de impacto na região do antepé, e a percepção de conforto geral, independente do calçado analisado. Uma das poucas relações que Dinato et.al. (2015) encontraram entre variáveis biomecânicas e de conforto foi entre o conforto em antepé e a taxa de propulsão em um dos modelos testados. Contrariamente aos nossos resultados, em seu estudo, 33% da percepção de conforto sobre o amortecimento em antepé pôde ser explicado pelo segundo pico de força vertical e a pela taxa de propulsão de forma diretamente associada. A correlação entre conforto sobre o amortecimento em antepé e a taxa de crescimento da força vertical parece estar presente em diversos modelos de calçados, porém em cada condição de calçado de forma particular. Sobre a falta de correlação entre variáveis biomecânicas e percepção de impacto, Milani et al. (1997) em seu estudo discutem que os calçados comercialmente disponíveis são composições tão complexas de materiais e diferentes aspectos que isso reduziria a habilidade de percepção do corredor para diferenças entre calçados. E que quando apenas uma característica é mudada (dureza do solado, em seu estudo), os avaliadores são capazes de discernir melhor entre as diferentes condições, aumentando o nível de correlação entre variáveis biomecânicas e percepção.

As variáveis de cinemática sagital de tornozelo e joelho que apresentaram efeito significativo do calçado (ângulo inicial, ângulo máximo, instante do ângulo máximo, delta angular inicial-máximo, ângulo final) foram correlacionadas com o conforto geral (tabela 9). Os resultados da correlação de Pearson demonstram que para C2 há uma correlação moderada direta e significativa entre o ângulo máximo sagital de tornozelo e o conforto geral. Esta

correlação se mantém ao analisarmos todos os calçados conjuntamente, porém a correlação se torna fraca.

A amplitude de movimento entre o início do apoio e a máxima flexão sagital de tornozelo apresenta correlação moderada, significativa e direta apenas nos calçados de cabedal estruturado (C1 e C2), e essa correlação não se mantém quando analisamos todos os calçados conjuntamente. Ou seja, nos calçados de cabedal estruturado que permitiram realizar maior flexão de tornozelo na primeira metade do apoio tiveram as maiores notas de conforto geral.

O ângulo final sagital de tornozelo apresenta correlação significativa, moderada e direta com o conforto geral no calçado C2, e quando analisados todos os calçados conjuntamente, esta correlação se torna fraca. E a amplitude de movimento entre o início e o ângulo máximo sagital de joelho se correlaciona com o conforto geral de forma fraca apenas quando analisamos todos os calçados conjuntamente.

Tabela 9 - Valor de r das correlações de Pearson entre as variáveis cinemáticas no plano sagital de tornozelo e joelho e o conforto geral, para cada calçado e considerando a média de todas as condições de calçados.

| | **Conforto Geral** | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | **C1** | **C2** | **C3** | **C4** | **TODOS** |
| Ângulo Inicial Sagital Tornozelo | -0,26 | -0,19 | 0,22 | 0,18 | 0,04 |
| Ângulo Max Sagital Tornozelo | 0,13 | **0,41*** | 0,22 | 0,06 | **0,20*** |
| Instante do Ângulo Max Sagital Tornozelo | 0,09 | -0,22 | -0,12 | -0,03 | -0,04 |
| Δ Inicial-Max sagital Tornozelo | **0,31*** | **0,43*** | 0,01 | -0,08 | 0,12 |
| Ângulo Final Sagital Tornozelo | 0,16 | **0,31*** | 0,14 | 0,16 | **0,19*** |
| Ângulo Max Sagital Joelho | -0,18 | 0,20 | 0,24 | 0,16 | 0,13 |
| Δ Inicial-Max Sagital Joelho | -0,06 | 0,27 | 0,24 | 0,22 | **0,18*** |

**representa valores estatisticamente significativos de acordo com o teste de Correlação de Pearson (p<0,05).*

As variáveis de cinemática frontal de tornozelo que apresentaram efeito significativo do calçado nas ANOVAs (ângulo inicial, instante do ângulo máximo, delta angular inicial-

máximo, ângulo final) foram correlacionadas com as variáveis de conforto que apresentaram efeito significativo do calçado referente à avaliação deste plano da corrida (conforto sobre o ajuste de contraforte, conforto sobre o controle médio-lateral e conforto geral). Os resultados da correlação de Pearson para cada condição de calçado isoladamente e de todos os calçados juntos são apresentados na tabela 10.

As correlações entre as variáveis cinemáticas frontais de tornozelo e o conforto sobre o ajuste do contraforte não foram significativas, seja em cada condição de calçado isoladamente ou com todos os calçados conjuntamente.

As correlações entre duas variáveis cinemáticas do plano frontal de tornozelo (ângulo inicial e final) e o conforto sobre controle médio-lateral para cada condição de calçado demonstram correlações moderadas (acima de 30%) diretas e significativas para os cabedais estruturados (C1, C2) e nenhuma correlação para os cabedais minimalistas. Isso significa que apenas nos cabedais estruturados, quanto menos invertido o complexo tornozelo/pé (ângulos menos negativos) inicia e finaliza a fase de apoio, maior é o conforto em relação à estabilidade médio-lateral.

Os resultados das correlações demonstram que para o calçado C2 há uma correlação moderada e significativa entre o ângulo inicial e final frontal de tornozelo e o conforto geral. Essa correlação se mantém ao analisar todos os calçados conjuntamente, porém a correlação se torna fraca.

Tabela 10 - Valor de r das correlações de Pearson entre as variáveis cinemáticas no plano frontal de tornozelo e o conforto sobre o ajuste do contraforte, controle médio lateral e conforto geral, para cada calçado e considerando a média de todas as condições de calçados.

| **Conforto sobre Ajuste de Contraforte** | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | **C1** | **C2** | **C3** | **C4** | **TODOS** |
| Ângulo Inicial Frontal Tornozelo | -0,10 | 0,14 | 0,01 | -0,02 | 0,01 |
| Instante do Ângulo Max Frontal Tornozelo | 0,03 | 0,07 | -0,21 | -0,14 | -0,06 |
| Δ Inicial-Max Frontal Tornozelo | 0,17 | 0,01 | 0,02 | -0,06 | 0,02 |
| Ângulo Final Frontal Tornozelo | 0,12 | 0,24 | -0,00 | 0,01 | 0,08 |
| **Conforto sobre Controle Médio-lateral** | | | | | |
| Ângulo Inicial Frontal Tornozelo | **0,39*** | **0,39*** | 0,14 | 0,17 | **0,25*** |
| Instante do Ângulo Max Frontal Tornozelo | -0,02 | 0,07 | -0,19 | -0,09 | -0,05 |
| Δ Inicial-Max Frontal Tornozelo | 0,09 | -0,04 | 0,09 | 0,04 | 0,04 |
| Ângulo Final Frontal Tornozelo | **0,40*** | **0,32*** | 0,19 | 0,25 | **0,27*** |
| **Conforto Geral** | | | | | |
| Ângulo Inicial Frontal Tornozelo | 0,21 | **0,32*** | 0,04 | 0,14 | **0,16*** |
| Instante do Ângulo Max Frontal Tornozelo | -0,04 | 0,17 | -0,12 | -0,08 | -0,01 |
| Δ Inicial-Max Frontal Tornozelo | 0,19 | 0,04 | 0,02 | -0,14 | 0,01 |
| Ângulo Final Frontal Tornozelo | 0,29 | **0,32*** | 0,07 | 0,14 | **0,19*** |

**representa valores estatisticamente significativos de acordo com o teste de Correlação de Pearson (p<0,05).*

As variáveis de pico de pressão foram correlacionadas com as variáveis de conforto que apresentaram efeito significativo do calçado (conforto sobre o amortecimento em calcanhar, amortecimento em antepé e conforto geral). Os resultados da correlação de Pearson para cada condição de calçado isoladamente e de todos os calçados juntos são apresentados na tabela 11. O pico de pressão na região do retropé se correlaciona com o conforto sobre o amortecimento em calcanhar e antepé de forma fraca e inversa apenas quando analisamos todos os calçados conjuntamente. Isso corrobora com o estudo de Wegener et al. (2008) que referem que menores picos de pressão em retropé determinaram melhores confortos de calçados de corrida .

É interessante analisar que o pico de pressão em retropé foi a única variável que demonstrou efeito da resiliência do material de amortecimento tanto na comparação entre os cabedais estruturados quanto entre os cabedais minimalistas. E apesar de fracas, as correlações inversamento proporcionais, indicam que os avaliadores (na média) puderam perceber as diferenças entre as resiliências e avaliaram as condições de baixa resiliência como menos confortáveis em relação ao amortecimento na região de retropé. Supreende que, mesmo que as diferentes resiliências não tenham gerado efeito significativo na pressão plantar de antepé, elas afetaram o conforto sobre o amortecimento percebido nesta região, o que pode ser demonstrado pela correlação significativa e inversa entre o conforto do amortecimento de antepé e o pico de pressão em retropé. Ou seja, condições de calçados com pior avaliação quanto ao amortecimento em antepé apresentam maiores taxas de propulsão da força vertical assim como maiores picos de pressão em retropé.

Tabela 11 - Valor de r das correlações de Pearson entre as variáveis de pico de pressão plantar em todas as áreas plantares e o conforto sobre o amortecimento em calcanhar, amortecimento em antepé e conforto geral, para cada calçado e considerando a média de todas as condições de calçados.

| **Conforto sobre Amortecimento em Calcanhar** | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | **C1** | **C2** | **C3** | **C4** | **TODOS** |
| Pico de Pressão TOTAL | 0,04 | 0,04 | 0,09 | 0,06 | 0,01 |
| Pico de Pressão em Retropé | -0,19 | -0,17 | -0,10 | -0,12 | **-0,18*** |
| Pico de Pressão em Mediopé | -0,07 | -0,09 | 0,05 | 0,22 | 0,04 |
| Pico de Pressão em Antepé Medial | 0,28 | 0,12 | 0,19 | 0,12 | 0,15 |
| Pico de Pressão em Antepé Lateral | -0,18 | -0,10 | 0,11 | 0,01 | -0,01 |
| **Conforto sobre Amortecimento em Antepé** | | | | | |
| Pico de Pressão TOTAL | 0,03 | 0,04 | 0,12 | -0,07 | -0,01 |
| Pico de Pressão em Retropé | -0,24 | -0,20 | -0,05 | -0,16 | **-0,19*** |
| Pico de Pressão em Mediopé | 0,04 | -0,00 | 0,24 | 0,27 | 0,15 |
| Pico de Pressão em Antepé Medial | 0,20 | 0,18 | 0,13 | 0,03 | 0,11 |
| Pico de Pressão em Antepé Lateral | -0,28 | -0,16 | -0,12 | 0,10 | -0,09 |
| **Conforto Geral** | | | | | |
| Pico de Pressão TOTAL | 0,01 | 0,01 | 0,11 | -0,14 | -0,07 |

| | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| Pico de Pressão em Retropé | -0,09 | -0,08 | 0,02 | -0,00 | -0,12 |
| Pico de Pressão em Mediopé | -0,01 | 0,04 | 0,19 | 0,26 | 0,11 |
| Pico de Pressão em Antepé Medial | 0,11 | 0,11 | 0,05 | -0,11 | -0,01 |
| Pico de Pressão em Antepé Lateral | -0,20 | -0,08 | -0,04 | 0,02 | -0,09 |

**representa valores estatisticamente significativos de acordo com o teste de Correlação de Pearson (p<0,05).*

Em síntese, ao se analisar cada calçado isoladamente, observamos que:

- o calçado de cabedal estruturado e alta resiliência teve o conforto de amortecimento em calcanhar correlacionado moderada e diretamente com uma das variáveis de força, e seu conforto geral correlacionado moderada e diretamente com as variáveis de cinemática sagitais de tornozelo. Ou seja, neste calçado, quanto menor a força de desaceleração horizontal, melhor foi o conforto em relação ao amortecimento no calcanhar e quanto maior a amplitude de movimento de tornozelo, melhor foi o conforto geral.
- o calçado de cabedal minimalista e material de amortecimento de alta resiliência apresentou correlações moderadas e inversas entre as variáveis de força na propulsão e o conforto de amortecimento em antepé. Ou seja, neste calçado, quanto maior foi a taxa de crescimento da força vertical na fase de propulsão, pior foi o conforto sobre o amortecimento no antepé.
- os calçados de cabedal estruturado apresentaram correlação moderada e direta entre as variáveis de cinemática frontais de tornozelo e o conforto sobre o controle médio-lateral. Ou seja, nos calçados de cabedal estruturado, que contavam com a peça de contraforte em termoplástico rígido, e espumas na região do colarinho, o início e o fim do apoio com o complexo tornozelo/pé menos invertido estiveram relacionados com melhor conforto sobre a estabilidade médio-lateral do calçado.

Dessa forma, conclui-se que cada calçado gera condições particulares que favorecem ou não a associação entre conforto subjetivo e respostas biomecânicas.

De maneira geral, ao se analisar todos os calçados conjuntamente, observa-se que a correlação entre as variáveis biomecânicas e as variáveis de conforto, apesar de apresentarem valores significativos para algumas associações, foram sempre correlações fracas, abaixo de 30%. Com esta análise, buscava-se verificar se as respostas biomecânicas se correlacionam com variáveis de conforto, independente do calçado utilizado. Diante dos dados, é inevitável concluir que, de uma forma geral, as respostas biomecânicas pouco se relacionam com as percepções de conforto do corredor. Cabe destacar que Kersting e Brüggemann (2006) alertam que generalizações de resultados sobre o conforto de calçados de corrida devem ser interpretadas com cautela, e que a análise e interpretação individualizada são preferíveis, pois a capacidade de adaptação aguda dos corredores à condição dos calçados é bastante pessoal e alguns atletas podem ser classificados como responsivos, enquanto outros não (Tam et al. 2016).

Alguns estudos (Worobets et al. 2014, Nigg et al. 2015) discutem que algumas pessoas se adaptam melhor a entressolas macias e viscosas, enquanto outros se adaptam melhor a materiais duros e elásticos. As diferenças fisiológicas observadas entre os indivíduos são, provavelmente, decorrentes de respostas biomecânicas individuais (como a ativação muscular e a estratégia cinemática adotada) a diferentes materiais de amortecimento. As várias estratégias mecânicas adotadas por cada corredor irão resultar em diferentes atenuações impacto, e consequentemente diferentes percepções de conforto, e quando analisamos os parâmetros de tendência central do grupo, o efeito do calçado pode ser minimizado.

Assim, torna-se interessante explorar novas formas de análise de dados que considerem outros parâmetros além das medidas de tendência central, como a análise por *Machine Learning* discutidos no subcapitulo a seguir.

### 5.3. Análise da acurácia de classificação das condições de calçado através de técnicas de *Machine Learning*

Todas as 1.242 variáveis foram utilizadas para treinar a rede neural e classificar as resiliências e os cabedais. Tanto a acurácia de classificação das resiliências quanto dos cabedais foram maiores dentro dos dados do mesmo sujeito do que entre os sujeitos.

A composição da maioria dos subconjuntos com características relevantes de acordo com *Information Gain* estão detalhados na Tabela 12 para a comparação das resiliências de entressola e na Tabela 13 para comparação das estruturas dos cabedais. Em ambos os casos, os 3 planos das forças de reação do solo estavam no subconjunto das 25 variáveis mais relevantes. A cinemática do joelho no plano sagital foi ligeiramente influenciada pela estrutura de cabedal, mas não foi influenciada pela resiliência da entressola. A cinemática do quadril em todos os planos foi altamente influenciada pela resiliência, mas não foi influenciada pela estrutura do cabedal, exceto para as rotações do quadril. Embora as variáveis força de reação do solo, tanto discretas quanto em séries temporais, tenham sido as mais discriminativas para entressola e estrutura do cabedal, as 5 variáveis mais discriminativas para estrutura do cabedal derivaram da componente de força vertical, enquanto as 5 mais relevantes para a resiliência vieram do componente de força médio-lateral.

Tabela 12 - Distribuição de cada subconjunto de variáveis de acordo com o ranking da *Information Gain* para a comparação entre resiliência dos materiais de amortecimento.

| **COMPARAÇÃO DA RESILIÊNCIA** | **25 variáveis mais relevantes** | **50 variáveis mais relevantes** | **100 variáveis mais relevantes** | **150 variáveis mais relevantes** | **200 variáveis mais relevantes** |
|---|---|---|---|---|---|
| **FRS médio-lateral** | 9 | 11 | 14 | 17 | 18 |
| **Tornozelo Sagital** | 6 | 9 | 16 | 18 | 25 |
| **Quadril Transverso** | 3 | 12 | 17 | 33 | 39 |
| **FRS Vertical** | 2 | 4 | 6 | 12 | 16 |
| **FRS anteroposterior** | 2 | 2 | 7 | 11 | 17 |
| **Variáveis discretas de força** | 2 | 3 | 4 | 4 | 4 |
| **Variáveis discretas de cinemática** | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 |
| **Joelho Frontal** | | 7 | 12 | 12 | 14 |
| **Quadril Sagital** | | 1 | 19 | 35 | 38 |
| **Joelho Transverso** | | | 4 | 5 | 12 |
| **Tornozelo Frontal** | | | | 1 | 5 |
| **Quadril Frontal** | | | | | 6 |
| **Tornozelo Transverso** | | | | | 4 |
| **% do total de variáveis (1242)** | 2% | 4% | 8% | 12% | 16% |

Tabela 13 - Distribuição de cada subconjunto de variáveis de acordo com o ranking da *Information Gain* para a comparação entre estrutura de cabedais.

| **COMPARAÇÃO DE ESTRUTURA DE CABEDAIS** | **25 variáveis mais relevantes** | **50 variáveis mais relevantes** | **100 variáveis mais relevantes** | **150 variáveis mais relevantes** | **200 variáveis mais relevantes** |
|---|---|---|---|---|---|
| **FRS anteroposterior** | 10 | 19 | 33 | 38 | 40 |
| **FRS Vertical** | 8 | 12 | 16 | 19 | 21 |
| **Variáveis discretas de Força** | 4 | 4 | 4 | 6 | 9 |
| **Tornozelo Sagital** | 2 | 10 | 20 | 22 | 28 |
| **FRS Médio-lateral** | 1 | 4 | 12 | 18 | 22 |
| **Joelho Transverso** | | 1 | 7 | 19 | 25 |
| **Tornozelo Frontal** | | | 5 | 13 | 26 |
| **Tornozelo Transverso** | | | 2 | 9 | 10 |
| **Variáveis discretas de cinemática** | | | 1 | 2 | 2 |
| **Joelho Sagital** | | | | 4 | 7 |
| **Quadril Transverso** | | | | | 6 |
| **Joelho Frontal** | | | | | 4 |
| **% do total de variáveis (1242)** | 2% | 4% | 8% | 12% | 16% |

*Efeito da Resiliência do Material de Amortecimento*

Duzentas variáveis foram necessárias para classificar as resiliências dos materiais com uma acurácia de 84,8% considerando todos os sujeitos (Figura 15, linha vermelha). A acurácia foi maior quando analisamos o subconjunto de variáveis para cada sujeito (Figura 15, linha azul) do que entre os sujeitos. Obtivemos uma acurácia média de 89,4% (±8,3%) para classificar as duas resiliências com as 25 variáveis mais relevantes intra-sujeito, e 93,9% (±5,0) para classificar as duas resiliências considerando as 150 variáveis mais relevantes para cada sujeito.

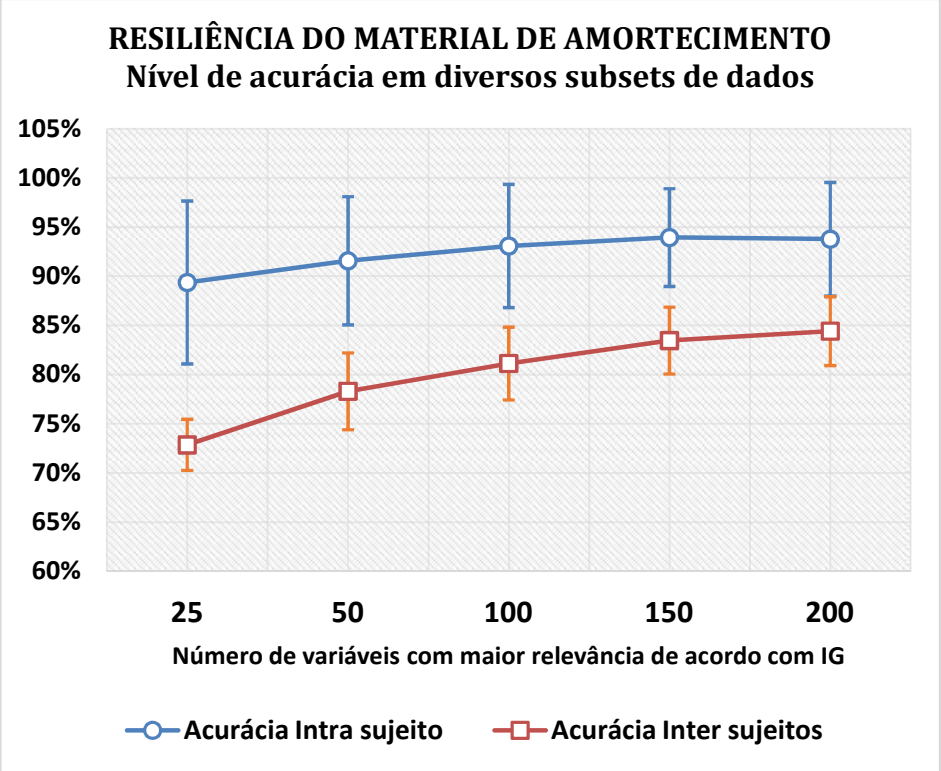



Figura 15 - Acurácia média e desvio padrão para cada subconjunto de variáveis de entrada com os maiores valores de *Information gain* para discriminar resiliência dos materiais. A linha vermelha considera todos os sujeitos juntos. A linha azul considera cada indivíduo isoladamente.

Parte do subconjunto das 200 variáveis mais relevantes para discriminar a resiliência dos materiais de amortecimento, que correspondeu a uma acurácia de 84,8% considerando a variabilidade inter sujeitos, foram derivados das series temporais de força de reação do solo e cinemática (Figura 16), e parte deles (6) foram variáveis biomecânicas discretas. Destas seis, havia 4 variáveis discretas de força de reação do solo (frequência mediana do primeiro pico de força vertical, primeiro pico de força vertical, *loading rate*, e instante da força vertical mínima no apoio médio) e 2 variáveis cinemáticas (instante eversão máxima de tornozelo e dorsiflexão do tornozelo no início da fase de apoio). As 5 variáveis mais relevantes que discriminaram entre resiliências de material de amortecimento, de acordo com o *Information Gain*, vieram da força de reação do solo médio-lateral entre 6% e 10% da fase de apoio.

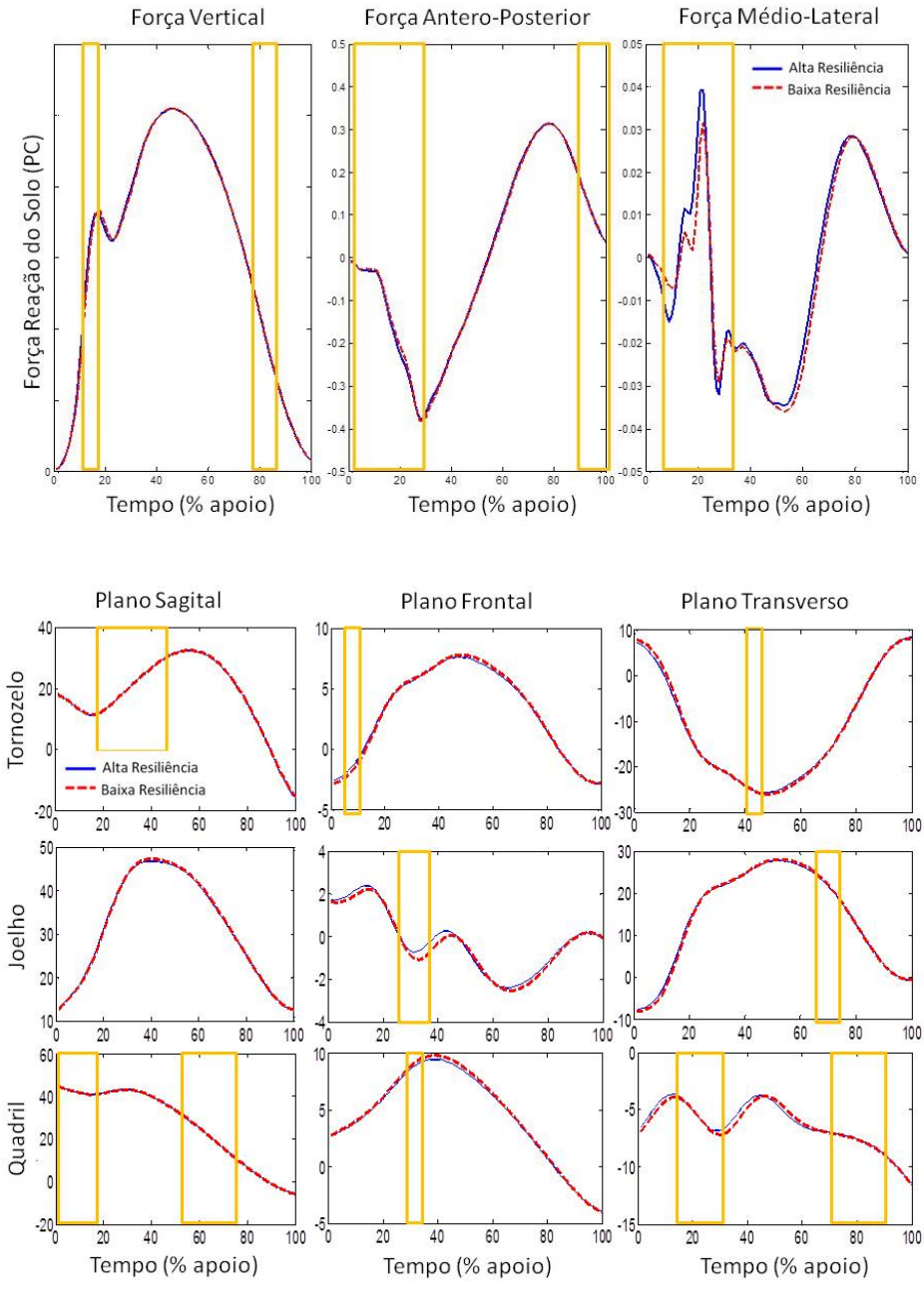



Figura 16 - (A) Séries temporais médias da força de reação do solo para diferentes resiliências dos materiais de amortecimento. (B) Séries temporais médias de cinemática das articulações em todos os planos de movimento para materiais de diferentes resiliências. As linhas azuis representam a condição de amortecimento de baixa resiliência e linhas pontilhadas vermelhas representam a condição de amortecimento de alta resiliência. As 200 variáveis de maiores valores de IG estão destacadas nas caixas amarelas.

*Efeito da Estrutura de Cabedal*

As acurácias para diferenciar as construções de cabedal foram mais altas do que aquelas para diferenciar resiliências, considerando o mesmo número de variáveis. O menor número de variáveis suficientes para obter acurácia superior a 85% foi 25 variáveis, considerando todos os sujeitos simultaneamente. Com 200 variáveis, foi possível obter 93,9% de acurácia (Figura 17, linha vermelha).

Novamente, a acurácia para diferenciar estrutura de cabedais intra-sujeito foi maior do que a acurácia para diferenciar os cabedais interindivíduos; é possível obter uma acurácia média de 93,4% (± 4,8%) com 25 variáveis, e 95,6% (± 3,8) com 150 variáveis (Figura 17, linha azul).

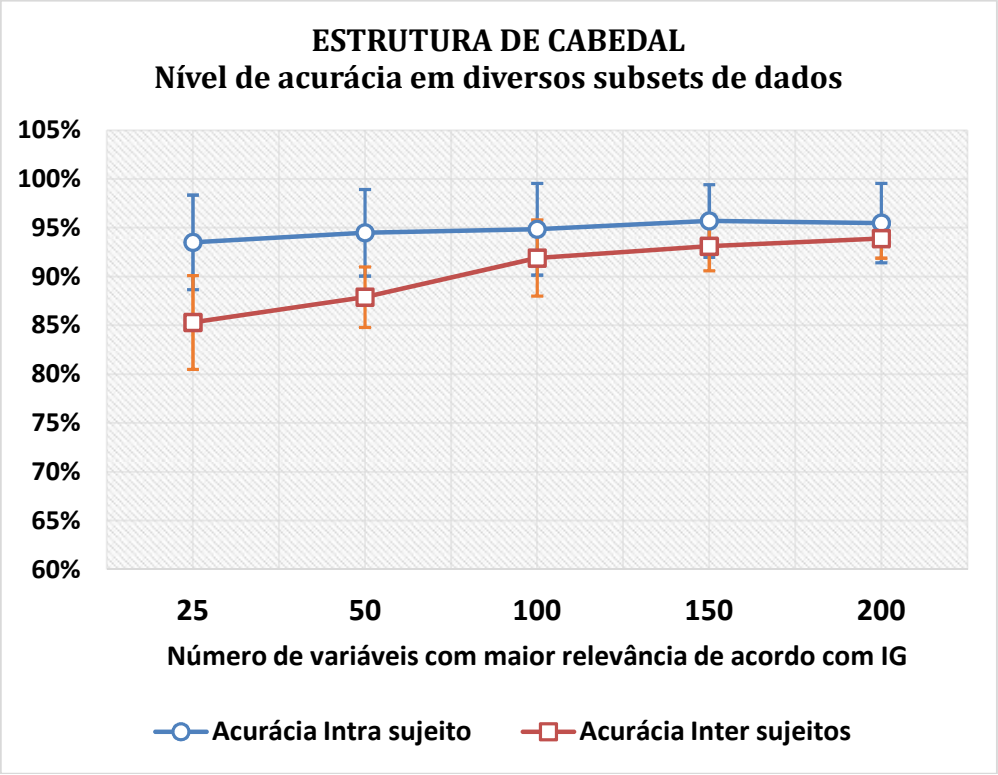
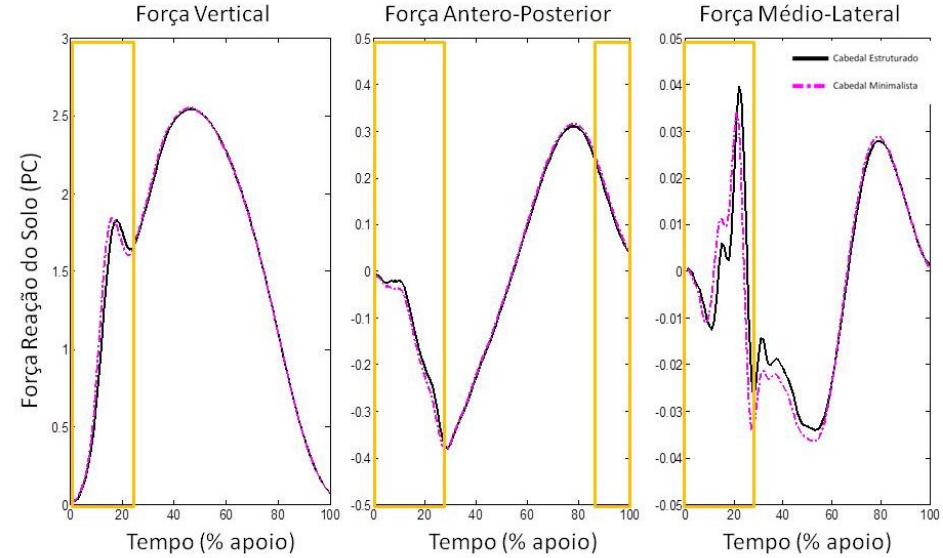


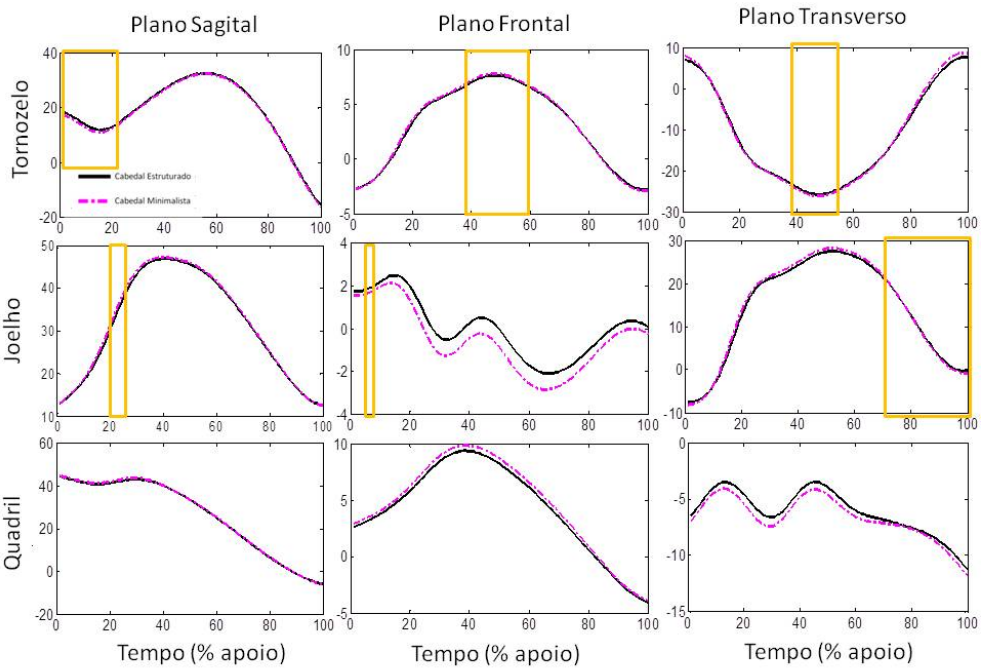

Figura 17 - Acurácia média e desvio padrão para cada subconjunto de variáveis de entrada com os maiores valores de *Information gain* para discriminar estrutura de cabedais. A linha vermelha considera todos os sujeitos juntos. A linha azul considera cada indivíduo isoladamente.

Parte do conjunto das 200 variáveis mais relevantes para discriminar cabedais estruturados e minimalistas derivou das séries temporais de cinemática e força de reação do

solo (Figura 18), e outra parte deles (11) derivou das variáveis biomecânicas discretas. Estes consistiram de 9 variáveis força de reação do solo (frequência mediana do primeiro pico de força vertical, primeiro pico de força vertical, *loading rate*, instante de força mínima vertical no médio apoio, segundo pico de força vertical, força mínima anteroposterior, a taxa de decaimento da força vertical de propulsão, impulso de desaceleração da força anteroposterior, e a taxa de crescimento da força vertical de propulsão) e de 2 variáveis cinemáticas (dorsiflexão do tornozelo no início da fase de apoio e eversão máxima de tornozelo). As 5 variáveis mais relevantes que discriminaram as estruturas de cabedal de acordo com a *Information Gain* foi a força de reação do solo vertical de 11% a 14% da fase de apoio e a magnitude do primeiro pico de força vertical.




A




B

Figura 18 – (A) Séries temporais médias da força de reação do solo para diferentes estruturas de cabedal. (B) Séries temporais médias de cinemática das articulações em todos os planos de movimento para diferentes estruturas de cabedal. As linhas pretas representam a condição de amortecimento de baixa resiliência e linhas pontilhadas rosa representam a condição de amortecimento de alta resiliência. As 200 variáveis de maiores valores de IG estão destacadas nas caixas amarelas.

A proposta foi aplicar uma metodologia supervisionada, baseada em Redes Neurais Artificiais para distinguir os efeitos de diferentes resiliências de material de entressola e estruturas de cabedais na biomecânica da corrida. Com base nos resultados, confirmamos que

os efeitos da resiliência de materiais de amortecimento e estrutura de cabedal do calçado sobre a biomecânica da corrida são separáveis e classificáveis pela metodologia de *Machine Learning* proposta. A *Information Gain* foi muito eficiente em selecionar as características importantes, como foi confirmado pelo aumento proporcionalmente mais lento na acurácia com o crescente número de variáveis de entrada (Figura 15 e 16). Isto significa que as primeiras variáveis no topo da classificação *Information Gain* podem ser consideradas as maiores responsáveis por distinguir os efeitos das resiliências do material da entressola e das estruturas de cabedal.

Ao analisar todos os sujeitos como um conjunto, a metodologia diferenciou com sucesso os dois materiais de resiliência diferentes com uma acurácia de 84,8% utilizando 200 variáveis, e os dois cabedais com uma precisão de 85,3% utilizando 25 variáveis. Ambas acurácias estão acima do valor de classificação de 80% determinado por Hoerzer et al. (2015) como satisfatório. A análise intra-sujeito aumentou a acurácia da classificação dos materiais de diferentes resiliências para uma média de 89,4% e para estruturas de cabedal usando 25 variáveis para uma média de 93,4%. Isto indica que a análise com Redes Neurais Artificiais teve muito mais acurácia para identificar diferentes condições (materiais de amortecimento e cabedais de calçados) para um determinado indivíduo do que dentro do conjunto indivíduos.

Entre as variáveis das séries temporais, as 25 variáveis mais relevantes para discriminar a resiliência da entressola foram essencialmente variáveis de forças, do plano sagital do tornozelo, e de rotação do quadril. Considerando as variáveis discretas que diferenciaram as resiliências, quatro estavam relacionadas à força vertical (primeiro pico e força mínima) e duas estavam relacionadas à cinemática do tornozelo (dorsiflexão e eversão). Estes resultados evidenciam efeitos importantes da resiliência sobre a fase inicial do impacto do calcanhar com o solo na corrida. Os insertos de amortecimento foram colocados apenas sob a região do calcanhar do calçado. Considerando que um dos critérios de elegibilidade do nosso estudo foi apresentar a estratégia de corrida em retropé, é aceitável concluir que a

resiliência tenha influenciado especialmente as variáveis relacionadas a esta primeira parte da fase de apoio.

As 200 variáveis mais relevantes que discriminaram as duas resiliências estavam distribuídas em curtas janelas de tempo, ao longo de toda série temporal da cinemática e cinética. Isso não significa, contudo, que estas 200 variáveis foram igualmente relevantes para todos os indivíduos. Estas curtas e esparsas janelas corresponderam a padrões individuais de respostas biomecânicas, ou a um grupo de indivíduos que apresentaram as mesmas respostas biomecânicas frente aos diferentes materiais de amortecimento. Este resultado nos leva a concluir que as mudanças devido à resiliência da entressola do calçado parecem ser dependentes do sujeito que utiliza o calçado. Isto significa que é possível discriminar as duas resiliências com um menor número de variáveis e com uma maior acurácia se analisarmos os dados biomecânicos individualmente.

Cada corredor responde de forma diferente para a resiliência nos materiais de amortecimento, alterando um conjunto diferente de variáveis biomecânicas que representam estratégias motoras distintas. Além disso, as características cinemáticas mais discriminativas não foram encontradas nos mesmos períodos de tempo das variáveis cinéticas mais discriminativas (início da fase de apoio), o que sugere que os ajustes cinemáticos dos membros inferiores causados por mudanças de calçado podem não estar influenciando a atenuação do impacto.

Foi mais fácil classificar estruturas de cabedal do que a resiliência de entressola, como se observa nos níveis de acurácia mais altos na análise de redes neurais da estrutura dos cabedais. As 25 variáveis mais relevantes para discriminar os cabedais foram compostas principalmente de variáveis força de reação do solo (tanto variáveis discretas quanto séries temporais) e variáveis do plano sagital de tornozelo. Das 200 variáveis selecionadas, observamos que as variáveis biomecânicas mais relevantes para a classificação de cabedais foram concentradas no primeiro e no último terço da fase de apoio para todos os três

componentes de força, plano sagital do tornozelo e para todos os planos de joelho. As exceções foram os planos frontal e transversal do tornozelo, que tinha o terço central como a parte mais relevante para a classificação. Estes resultados revelaram que as mudanças nos cabedais dos calçados parecem ser mais independentes do indivíduo do que as alterações na resiliência do material de amortecimento.

Onze variáveis biomecânicas discretas estavam entre as mais relevantes para a classificação de estruturas de cabedal. Nove eram variáveis de força relacionadas com primeiro e segundo picos verticais, força vertical mínima e força anteroposterior de desaceleração; e duas eram de cinemática do tornozelo. De acordo com os parâmetros discretos, parece que as variáveis da força de reação do solo foram mais relevantes para diferenciar as estruturas de cabedal do que variáveis cinemáticas e que eles estavam temporalmente distribuídos em toda a fase de apoio. O cabedal é a parte do calçado que mantém a maior área de contato com o pé, e as diferenças entre as condições (materiais aplicados, flexibilidade dos materiais) estão distribuídas ao longo de todo o calçado (contraforte, colarinho calcanhar, região dorsal do mediopé, lingueta e cabedal em antepé). A maior flexibilidade do cabedal poderia permitir maior flexibilidade do pé dentro do calçado, afetando a sua própria capacidade de absorver o impacto, distendendo os arcos plantares e alterando a capacidade de gerar força de propulsão. Por isso, é razoável supor que as variáveis de força em toda a fase de apoio são variáveis relevantes para distinguir os cabedais. As diferenças na estrutura do cabedal provavelmente afetam a sensibilidade ao solo, e consequentemente os corredores modulam a força aplicada ao solo.

O calçado de cabedal estruturado era mais firme no pé do que o cabedal minimalista e corredores declararam que eles sentiram menos restrições aos movimentos do pé com o cabedal minimalista do que com o estruturado. Como observado por Hagen e Hennig (2009), o contato do pé mais firme com um calçado pode resultar em *loading rates* mais baixas, devido a um melhor acoplamento entre o pé e calçado, que aperfeiçoa o uso da tecnologia de absorção

de impacto da entressola pelo melhor posicionamento do pé dentro do calçado. Apesar desta técnica de análise não quantificar as diferenças nas *loading rates* e magnitudes força entre os cabedais, é possível identificar valores mais baixos nas variáveis de força vertical nos cabedais estruturados em comparação aos cabedais minimalistas nas análises das ANOVAs.

# 7. LIMITAÇÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS

Uma das limitações deste estudo foi que o protocolo de teste não foi cego. Pedimos que os corredores vestissem e amarrassem seus próprios calçados, assim não foi possível evitar que eles olhassem e analisassem os calçados antes do teste. Embora as cores e o tecido aplicado tenham sido diferentes para as diferentes condições de cabedal, tentamos minimizar esta influência, mantendo o mesmo design das peças de cabedal e dimensões da sola.

Outra limitação foi que os corredores não conheciam os modelos de calçados que eles estavam testando antes da execução do protocolo de testes, o que poderia levar a mudanças no padrão biomecânico, devido à falta de familiaridade com os calçados. No entanto, para minimizar este efeito, realizamos um período de habituação com os calçados experimentais e, embora tenha sido um curto período, o processo de familiarização foi realizado até que os corredores adquirissem um padrão de corrida natural e confortável.

No contexto de treinamento esportivo, seria ideal que cada corredor realizasse uma avaliação biomecânica da interação com seu tênis. Então seria possível entender como esse fator externo (tênis de corrida) muda (ou não) a mecânica de funcionamento particular de cada corredor e seu padrão de movimento de preferência ("*preferred movement path*"). Além disso, apenas algumas variáveis entre as 1.242 disponíveis (cerca de 12% para diferentes os materiais de enchimento e de 4% para diferentes cabedais de calçados) são, evidentemente, necessárias para detectar alterações de funcionamento de biomecânica com alta precisão (93,9% ± 5,0% e 94,3% ± 4,5%, respectivamente). Este resultado é plausível com a teoria da "grupos funcionais" (Nigg et al. 2003, Hoerzer et al. 2015) e é apropriado para entender casos particulares.

Estudos futuros poderiam analisar a influência dos calçados em subgrupos menores com respostas biomecânicas semelhantes. Este procedimento seria útil para a compreensão

de como diferentes resiliências do material de amortecimento afetam a mecânica da corrida de certos "tipos" de atletas.

Outra análise que parece promissora está na compreensão da relação das variáveis de conforto subjetivo e das variáveis biomecânicas a partir de técnicas de inteligência artificial e *Machine Learning*, uma vez que identificar estes padrões com estatística clássica têm sido tarefa desafiadora.

# 8. CONCLUSÕES

A presente tese permite tecer algumas conclusões interessantes sobre a biomecânica da corrida sob a influência de calçados esportivos com diferentes cabedais e materiais de amortecimento.

A metodologia *Machine Learning* foi capaz de diferenciar com sucesso os dois materiais de resiliência diferentes utilizando 200 (16%) variáveis biomecânicas disponíveis com uma precisão de 84,8%, e os dois cabedais com uma precisão de 93,9%.

As forças de reação do solo e a pressão plantar são as variáveis mais relevantes para diferenciar as resiliências do calçado. A resiliência do material de amortecimento causa efeitos importantes sobre o impacto do calcanhar durante a corrida principalmente em cabedais com pouca estrutura. O pico de pressão plantar foi a única variável que diferenciou as resiliências independente do cabedal do calçado.

Surpreendentemente, a estrutura do cabedal gera maior influência na absorção de impacto que pequenas modificações na resiliência do material de absorção de impacto da entressola, fato este constatado pelos altos impactos quando corriam com o cabedal minimalista.

A discriminação da resiliência da entressola resultou em níveis de acurácia mais baixos do que a discriminação dos cabedais de calçados, provavelmente devido à maior variabilidade interindividual. Alterações biomecânicas devido à resiliência do material de amortecimento parecem ser dependentes do sujeito, enquanto as relacionadas à estrutura de cabedal parecem ser mais sujeito independente.

Um notável resultado desse estudo foi a nítida interação entre o cabedal e o material de amortecimento, que fez com que os calçados com diferentes resiliências se comportassem de forma distinta em relação ao que ocorreu com os calçados com diferentes cabedais. Nos

cabedais estruturados, em geral, a biomecânica da corrida foi pouco influenciada pela resiliência do material da entressola. Já nos cabedais minimalistas, houve maior absorção de impacto (menores *loading rate*, frequência mediana, pico de pressão em retropé) no calçado com alta resiliência do que em relação ao de baixa resiliência. As correlações entre as variáveis biomecânicas e o conforto, apesar de apresentarem valores significativos para algumas associações, foram sempre correlações fracas, abaixo de 30%, e dessa forma precisa-se de cautela para afirmar que um calçado mais confortável também gerará respostas biomecânicas menos prejudiciais. As correlações moderadas e particulares de cada condição de calçado com determinadas variáveis de conforto nos levam a concluir que os diferentes materiais aplicados em calçado favorecem a percepção de distintas características de conforto. Devemos observar com cautela esse resultado e não fazer generalizações destas relações, como a mídia ou a população leiga faz corriqueiramente.

A principal aplicação prática desta tese para a indústria calçadista é a constatação da grande influência do cabedal do calçado na biomecânica da corrida. A indústria se preocupa com esta parte do calçado, na maioria das vezes, para modernizar seu design, atraindo consumidores com suas cores e adereços, relegando a um segundo plano sua funcionalidade. Embora a indústria foque seus esforços no desenvolvimento de solados e entressolas, o cabedal foi o aspecto manipulado no presente estudo que mais influenciou a biomecânica da corrida. Segundo os resultados do estudo, dependendo das características do cabedal, as propriedades de absorção de impacto dos materiais aplicados no solado podem ser minimizadas ou anuladas. Outro conhecimento gerado por esta tese para a indústria calçadista, é que, quando a interação com o cabedal permite a diferenciação, materiais macios (em torno de Asker C 40) de alta resiliência em geral apresentam melhores resultados de absorção de impacto na corrida do que materiais de baixa resiliência (55% contra 5%).

Nossos resultados sugerem que futuros estudos biomecânicos com calçados devam ser realizados em subgrupos de corredores que respondem de forma semelhante a uma

determinada condição de calçado, pois os corredores apresentam respostas diferentes aos materiais aplicados no calçado e uma conclusão generalizada oriunda de uma amostra heterogênea pode levar a desfechos equivocados. Também demonstramos que o estudo biomecânico de calçados esportivos isolando suas características para teste foi mais específico para identificar suas reais influências na biomecânica da corrida, pois as respostas biomecânicas observadas são resultado da interação de toda conjuntura do calçado (cabedal, materiais, forma, palmilha, solado). E, assim, ressaltamos a importância de que futuros estudos não sejam realizados comparando-se modelos comercialmente disponíveis no mercado, completamente distintos, pois não permitirão generalizações em relação a fatores específicos do calçado (material de amortecimento, por exemplo).

# ANEXO 1 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Projeto de Pesquisa: "**INFLUÊNCIA DAS CARACTERÍSTICAS MECÂNICAS DA ENTRESSOLA E DA ESTRUTURA DO CABEDAL DE CALÇADOS ESPORTIVOS NA PERCEPÇÃO DO CONFORTO E NA BIOMECÂNICA DA CORRIDA**"

Eu, _____, concordo em participar da pesquisa conduzida pela Fisioterapeuta Andréa Naomi Onodera no Laboratório de Biomecânica da empresa DASS NORDESTE CALÇADOS E ARTIGOS ESPORTIVOS S/A em pesquisa com o departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional da Faculdade de Medicina da Universidade da São Paulo. Os resultados, guardadas as devidas identificações e mantida a confidencialidade, serão analisados e utilizados única e exclusivamente para fins científicos.

**Objetivo do estudo:** Investigar a influência de duas diferentes resiliências nos materiais da entressola e de dois tipos de cabedais no movimento de membro inferior, na força de impacto com o solo e na percepção do conforto durante a corrida. Também propõe-se investigar as relações entre o conforto e as variáveis biomecânicas.

**Explicação do procedimento:**

- o(a) senhor(a) será entrevistado através de um questionário sobre os seus dados pessoais e características de treino e prática da corrida;
- Serão mensurados seus pés com fitas métricas e paquímetro. Sua altura e peso também serão avaliados com balança e antropômetro;
- Fixaremos alguns marcadores reflexivos a pele da sua perna, coxa e pelve. Fixaremos um equipamento de avaliação de pressão plantar e colocaremos palmilhas sensorizadas dentro de seu calçado e o(a) senhor(a) deverá correr por uma pista de 25 metros. Um computador gravará todos os dados enquanto o senhor corre. O(A) senhor(a) não sentirá nenhuma sensação de dor ou desconforto durante este teste.

**Duração do experimento:** os testes terão a duração de aproximadamente 3 horas e serão realizados em apenas um dia no Laboratório de Biomecânica da empresa DASS NORDESTE CALÇADOS E ARTIGOS ESPORTIVOS S/A.

**Benefícios**: O(a) senhor(a) irá contribuir no entendimento da prática da corrida e o(a) senhor(a) está ciente que este estudo poderá trazer benefícios para a população de corredores de rua.

**Desconforto e risco:** o experimento não será invasivo e não envolve qualquer risco à sua saúde física e mental, além dos riscos encontrados nas atividades normais da corrida.

**Liberdade de participação:** a sua participação neste estudo é voluntária, o sr/sra tem o direito de interrompê-la a qualquer momento sem qualquer prejuízo, e sua identidade não será revelada. O(a) senhor(a) tem o direito de fazer qualquer pergunta nos intervalos do experimento. Os pesquisadores se prontificam a responder todas as questões sobre o experimento. Sua participação neste estudo é de livre e espontânea vontade.

É seu direito manter uma cópia deste consentimento.

_____ _____

Assinatura do voluntário Assinatura do investigador

Data: _____

Mais dúvidas e esclarecimentos relacionados a este estudo, por favor, entrar em contato com Ft. Andrea Naomi Onodera (51-8211-1238), e/ou Profa. Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco (orientadora).Rua Julio Hauser, 1640 - Bairro Sete de Setembro - Ivoti/RS**.** http://www.usp.br/labimph

## ANEXO 2 - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA E PESQUISA

MEDICINA
USP
**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**

# APROVAÇÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de **19/03/2014**, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº **054/14** intitulado: **"INFLUÊNCIA DAS CARACTERÍSTICAS MECÂNICAS DA ENTRESSOLA E DA ESTRUTURA DO CABEDAL DE CALÇADOS ESPORTIVOS NA PERCEPÇÃO DO CONFORTO E NA BIOMECÂNICA DA CORRIDA"** apresentado pelo **Departamento de FISIOTERAPIA, FONOAUDIOLOGIA E TERAPIA OCUPACIONAL**

**Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar ao CEP-FMUSP, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 466/12).**

**Pesquisador (a) Responsável: Isabel de Camargo Neves Sacco**
**Pesquisador (a) Executante: Andrea Naomi Onodera**

**CEP-FMUSP, 26 de Março de 2014.**

**Prof. Dr. Paulo Eurípedes Marchiori**
**Vice-Coordenador**
**Comitê de Ética em Pesquisa**

Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina
e-mail: cep.fm@usp.br

## ANEXO 3 – AVALIAÇÃO INICIAL E QUESTIONÁRIO DE CONFORTO DO CALÇADO

# AVALIAÇÃO INCIAL

| | | |
|---|---|---|
| Nome: | | Identificação: |
| Data de Nasc: | Idade | Sexo: ( F ) ( M ) |
| Celular: | | |
| E-mail: | | |
| **B) Características da prática de corrida:** | | |
| Há quantos tempo você treina corrida? (anos) | | |
| De quantas provas você participou nestes anos? | | |
| Quais? | | |
| | | |
| Qual a média da distância que você correu por semana nos últimos 3 anos? (km) | | |
| Quantas vezes em media por semana você treinou nos últimos 3 anos? | | |
| Você já treinou com orientação de um técnico/professor de Educação Física? ☐sim ☐não | | |
| Qual o piso que você corre predominantemente? | | |
| ☐grama ☐ asfalto ☐ cimento ☐pista de tartan ☐areia batida ☐terra ☐esteira | | |
| Em quais outros pisos corre? | | |
| ☐grama ☐ asfalto ☐ cimento ☐pista de tartan ☐areia batida ☐terra ☐esteira | | |
| C) Características pregressas da prática de atividades físicas: | | |
| Quais modalidades já praticou anteriormente à prática da corrida? | | |
| ☐modalidades na água ☐ modalidades com bola ☐luta ☐atletismo ☐ corrida de montanha | | |
| Você utiliza palmilhas para correr? | ☐sim ☐não | |
| Você utiliza tornozeleira ou outra órtese para correr? | ☐sim ☐não | |
| Se sim, por qual motivo? | | |
| Já teve lesão ou problema ortopédico relacionado à corrida no último ano que o afastaram dos treinos por um dia? | ☐sim ☐não | |
| Quais? | | |
| Modelo e Marca do tênis de treino favorito atualmente: | | |
| Modelo e Marca do tênis de prova favorito atualmente: | | |

# AVALIAÇÃO FÍSICA E DE CALCE

| **Identificação do Usuário** | | |
|---|---|---|
| Nome: | | Indentif: |
| Altura (m): | Peso (kg): | Número do calçado: |

| **Antropometria dos Pés do Usuário** | | |
|---|---|---|
| | D | E |
| Comprimento (mm) | | |
| Largura (mm) | | |
| Perímetro (mm) | | |

| **Antropometria** | | |
|---|---|---|
| | D | E |
| Comprimento Perna | | |
| Largura Joelho | | |
| Largura Tornozelo | | |

| **FOOT POSTURE INDEX** | | | |
|---|---|---|---|
| **Fator** | **Plano** | **Score** | |
| | | **D** | **E** |
| Palpação tálus | Transverso | | |
| Curvas acima e abaixo do Maléolo Lateral | Frontal/ Transverso | | |
| Inversão/ Eversão Calcâneo | Frontal | | |
| Proeminencia da artc. Talo-Navicular | Transverso | | |
| Congruência do ALM | Sagital | | |
| Abd/adu do antepé em rel retropé | Transverso | | |
| **TOTAL** | | | |

# QUESTIONÁRIO DE CONFORTO

**Aspectos de Calce - Modelo:**

Avalie o conforto do calçado nos diversos aspectos indicados abaixo, sendo o extremo à esquerda extremamente desconfortável e o extremo à direita extremamente confortável.

1) Amortecimento do Solado do Calcanhar: Qual a sua percepção de conforto para rigidez ou maciez na região do calcanhar?

Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável

2) Ajuste do Contraforte: Qual o conforto do contraforte do calçado em seu calcanhar?

Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável

3) Largura do Calcanhar: Qual o conforto na largura do contraforte do tênis no calcanhar?

Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável

4) Amortecimento do Solado do Antepé: Qual a sua percepção de conforto para rigidez ou maciez na região do antepé?

Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável

5) Largura do Antepé: Qual o conforto do tênis na largura do antepé?

Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável

6) Comprimento do Tênis: Qual o conforto do comprimento do tênis seu pé?

Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável

7) Controle Médio-Lateral: Qual o conforto na movimentação médio-lateral do calçado?

Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável

8) Altura do arco: Qual sua percepção de conforto sobre a altura do arco plantar?

Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável

9) Conforto Geral: Qual a sua percepção de conforto do tênis na sua totalidade, sem especificação de região ou material?

Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável

Adaptado de Mündermann et al(2002)

Comentários e Pontos Relevantes:

**Aspectos de Calce - Modelo:**

Avalie o conforto do calçado nos diversos aspectos indicados abaixo, sendo o extremo à esquerda extremamente desconfortável e o extremo à direita extremamente confortável.

1) Amortecimento do Solado do Calcanhar: Qual a sua percepção de conforto para rigidez ou maciez na região do calcanhar?

Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável

2) Ajuste do Contraforte: Qual o conforto do contraforte do calçado em seu calcanhar?

Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável

3) Largura do Calcanhar: Qual o conforto na largura do contraforte do tênis no calcanhar?

Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável

4) Amortecimento do Solado do Antepé: Qual a sua percepção de conforto para rigidez ou maciez na região do antepé?

Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável

5) Largura do Antepé: Qual o conforto do tênis na largura do antepé?

Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável

6) Comprimento do Tênis: Qual o conforto do comprimento do tênis seu pé?

Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável

7) Controle Médio-Lateral: Qual o conforto na movimentação médio-lateral do calçado?

Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável

8) Altura do arco: Qual sua percepção de conforto sobre a altura do arco plantar?

Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável

9) Conforto Geral: Qual a sua percepção de conforto do tênis na sua totalidade, sem especificação de região ou material?

Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável

Adaptado de Mündermann et al(2002)

Comentários e Pontos Relevantes:

| **Aspectos de Calce - Modelo:** |
|---|
| Avalie o conforto do calçado nos diversos aspectos indicados abaixo, sendo o extremo à esquerda extremamente desconfortável e o extremo à direita extremamente confortável. |
| 1) Amortecimento do Solado do Calcanhar: Qual a sua percepção de conforto para rigidez ou maciez na região do calcanhar?<br>Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável |
| 2) Ajuste do Contraforte: Qual o conforto do contraforte do calçado em seu calcanhar?<br>Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável |
| 3) Largura do Calcanhar: Qual o conforto na largura do contraforte do tênis no calcanhar?<br>Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável |
| 4) Amortecimento do Solado do Antepé: Qual a sua percepção de conforto para rigidez ou maciez na região do antepé?<br>Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável |
| 5) Largura do Antepé: Qual o conforto do tênis na largura do antepé?<br>Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável |
| 6) Comprimento do Tênis: Qual o conforto do comprimento do tênis seu pé?<br>Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável |
| 7) Controle Médio-Lateral: Qual o conforto na movimentação médio-lateral do calçado?<br>Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável |
| 8) Altura do arco: Qual sua percepção de conforto sobre a altura do arco plantar?<br>Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável |
| 9) Conforto Geral: Qual a sua percepção de conforto do tênis na sua totalidade, sem especificação de região ou material?<br>Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável |
| Adaptado de Mündermann et al(2002) |
| Comentários e Pontos Relevantes: |

| **Aspectos de Calce - Modelo:** |
|---|
| Avalie o conforto do calçado nos diversos aspectos indicados abaixo, sendo o extremo à esquerda extremamente desconfortável e o extremo à direita extremamente confortável. |
| 1) Amortecimento do Solado do Calcanhar: Qual a sua percepção de conforto para rigidez ou maciez na região do calcanhar?<br>Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável |
| 2) Ajuste do Contraforte: Qual o conforto do contraforte do calçado em seu calcanhar?<br>Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável |
| 3) Largura do Calcanhar: Qual o conforto na largura do contraforte do tênis no calcanhar?<br>Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável |
| 4) Amortecimento do Solado do Antepé: Qual a sua percepção de conforto para rigidez ou maciez na região do antepé?<br>Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável |
| 5) Largura do Antepé: Qual o conforto do tênis na largura do antepé?<br>Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável |
| 6) Comprimento do Tênis: Qual o conforto do comprimento do tênis seu pé?<br>Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável |
| 7) Controle Médio-Lateral: Qual o conforto na movimentação médio-lateral do calçado?<br>Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável |
| 8) Altura do arco: Qual sua percepção de conforto sobre a altura do arco plantar?<br>Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável |
| 9) Conforto Geral: Qual a sua percepção de conforto do tênis na sua totalidade, sem especificação de região ou material?<br>Totalmente Desconfortável — Maior Conforto Imaginável |
| Adaptado de Mündermann et al(2002) |
| Comentários e Pontos Relevantes: |

# 9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS


ASTM (2006). Standard Test Mothod for Shock Attenuating Properties of Materials Systems for Athletic Footwear, American Society for Testing and Materials. **F1614-99**.

Azevedo, AP, K Brandina, R Bianco, VH Oliveira, JR Souza, B Mezencio, AC Amadio and JC Serrão (2012). "Effects of replica running shoes upon external forces and muscle activity during running." J Sports Sci **30**(9): 929-935.

Azevedo, JB, MA Chávez, RAC Junior, RGP Oliveira and MS Rabello (2009). "Propriedades físicas e mecânicas de espumas de EVA/EPDM." Revista Eletrônica de Materiais e Processos **4**(1): 38-44.

Azevedo, JB, MA Chávez and MS Rabello (2010). "Efeito de Reticulante na Morfologia e Propriedades Físico-Mecânicas de Espumas Poliméricas Obtidas com EVA e EPDM." Polímeros **20**: 407-414.

Azhagusundari, B and AS Thanamani (2013). "Feature selection based in information gain." International Journal of Innovative Technology and Exploring Engineering **2**(2): 18 - 21.

Begg, R and J Kamruzzaman (2005). "A machine learning approach for automated recognition of movement patterns using basic, kinetic and kinematic gait data." J Biomech **38**(3): 401-408.

Braunstein, B, A Arampatzis, P Eysel and GP Bruggemann (2010). "Footwear affects the gearing at the ankle and knee joints during running." J Biomech **43**(11): 2120-2125.

Butler, RJ, J Hamill and I Davis (2007). "Effect of footwear on high and low arched runners' mechanics during a prolonged run." Gait Posture **26**(2): 219-225.

Callegari-Jacques, SM (2003). Bioestatística: princípios e aplicações. Porto Alegre, Artmed.

Cavanagh, PR and MA Lafortune (1980). "Ground reaction forces in distance running." J Biomech **13**(5): 397-406.

Chen, H, BM Nigg and J de Koning (1994). "Relationship between plantar pressure distribution under the foot and insole comfort." Clin Biomech (Bristol, Avon) **9**(6): 335-341.

Cheung, RT and GY Ng (2008). "Influence of different footwear on force of landing during running." Phys Ther **88**(5): 620-628.

Clarke, TE, EC Frederick and LB Cooper (1983). "Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running." Int J Sports Med **4**(4): 247-251.

Davis, JR, S Õunpuu, D Tyburski and JR Gage (1991). "A gait analysis data collection and reduction technique." Human Movement Sciences **10**: 575-587.

Dinato, RC, AP Ribeiro, MK Butugan, ILR Pereira, AN Onodera and ICN Sacco (2015). "Biomechanical variables and perception of comfort in running shoes with different cushioning technologies." Journal of Science and Medicine in Sport **18**(1): 93-97.

Dixon, SJ (2008). "Use of pressure insoles to compare in-shoe loading for modern running shoes." Ergonomics **51**(10): 1503-1514.

Dubois, R, S Karande, DP Wright and F Martinez (2002). "The Use of Ethylene/Styrene Interpolymers in Crosslinked Foams for the Footwear Industry." Journal of Cellular Plastics **38**: 149-161.

Faceli, K, AC Lorena, J Gama and ACLF de Carvalho (2011). Inteligência Artificia: Uma abordagem de Aprendizado de Máquina. Rio da Janeiro, LTC.

Federolf, PA, KA Boyer and TP Andriacchi (2013). "Application of principal component analysis in clinical gait research: identification of systematic differences between healthy and medial knee-osteoarthritic gait." J Biomech **46**(13): 2173-2178.

Fischer, A, M Do, T Stein, T Asfour, R Dillmann and H Schwameder (2011). "Recognition of individual kinematic patterns during walking and running - A comparison of artificial neural networks and support vector machines." International Journal of Computer Science in Sport **10**(1): 63-67.

Fong Yan, A, PJ Sinclair, C Hiller, C Wegener and RM Smith (2013). "Impact attenuation during weight bearing activities in barefoot vs. shod conditions: a systematic review." Gait Posture **38**(2): 175-186.

Fukuchi, RK, BM Eskofier, M Duarte and R Ferber (2011). "Support vector machines for detecting age-related changes in running kinematics." J Biomech **44**(3): 540-542.

Goonetilleke, RS (2013). The science of footwear. Florida, CRC Press.

Greenberger, HB and MV Paterno (1995). "Relationship of knee extensor strength and hopping test performance in the assessment of lower extremity function." J Orthop Sports Phys Ther **22**(5): 202-206.

Guyon, I, S Gunn, M Nikravesh and LA Zadeh (2006). Feature extraction: Foundations and applications, Springer-Verlag Berlin Heidelberg.

Hagen, M and EM Hennig (2009). "Effects of different shoe-lacing patterns on the biomechanics of running shoes." J Sports Sci **27**(3): 267-275.

Hardin, EC, AJ van den Bogert and J Hamill (2004). "Kinematic adaptations during running: effects of footwear, surface, and duration." Med Sci Sports Exerc **36**(5): 838-844.

Hennig, EM (2011). "Eighteen years of running shoe testing in Germany – a series of biomechanical studies." Footwear Science **3**(2): 71-81.

Hennig, EM, GA Valiant and Q Liu (1996). "Biomechanical variables and the perception of cushioning for running in various types of footwear." Journal of Applied Biomechanics **12**: 143 - 150.

Hoerzer, S, V von Tscharner, C Jacob and BM Nigg (2015). "Defining functional groups based on running kinematics using Self-Organizing Maps and Support Vector Machines." J Biomech **48**(10): 2072-2079.

Kadaba, MP, HK Ramakrishnan and ME Wootten (1990). "Measurement of lower extremity kinematics during level walking." J Orthop Res **8**(3): 383-392.

Kersting, UG and GP Brüggemann (2006). "Midsole material-related force control during heel-toe running." Res Sports Med **14**(1): 1-17.

Lieberman, DE, M Venkadesan, WA Werbel, AI Daoud, S D'Andrea, IS Davis, RO Mang'eni and Y Pitsiladis (2010). "Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners." Nature **463**(7280): 531-535.

Luo, G, P Stergiou, J Worobets, B Nigg and D Stefanyshyn (2009). "Improved footwear comfort reduces oxygen consumption during running." Footwear Science **1**(1): 25-29.

Macera, CA, RR Pate, KE Powell, KL Jackson, JS Kendrick and TE Craven (1989). "Predicting lower-extremity injuries among habitual runners." Arch Intern Med **149**(11): 2565-2568.

Maclean, CL, IS Davis and J Hamill (2009). "Influence of running shoe midsole composition and custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics during running." J Appl Biomech **25**(1): 54-63.

Mano, EB and LC Mendes (2004). Introdução a polímeros. São Paulo, Ed. Edgard Blücher.

Maurer, C, P Federolf, V von Tscharner, L Stirling and BM Nigg (2012). "Discrimination of gender-, speed-, and shoe-dependent movement patterns in runners using full-body kinematics." Gait Posture **36**(1): 40-45.

McNair, PJ and RN Marshall (1994). "Kinematic and kinetic parameters associated with running in different shoes." Br J Sports Med **28**(4): 256-260.

McPoil, TG (2000). "Athletic footwear: design, performance and selection issues." J Sci Med Sport **3**(3): 260-267.

Milani, TL, EM Hennig and MA Lafortune (1997). "Perceptual and biomechanical variables for running in identical shoe constructions with varying midsole hardness." Clin Biomech (Bristol, Avon) **12**(5): 294-300.

Mills, NJ (2003). Running shoe materials. Materials in sports equipment. M Jenkins. Cambridge, England, Woodhead Publishing Limited.

Mitchell, TM (1997). Machine learning, McGraw-Hill.

Mündermann, A, BM Nigg, DJ Stefanyshyn and RN Humble (2002). "Development of a reliable method to assess footwear comfort during running." Gait Posture **16**(1): 38-45.

Muniz, AM, H Liu, KE Lyons, R Pahwa, W Liu, FF Nobre and J Nadal (2010). "Comparison among probabilistic neural network, support vector machine and logistic regression for evaluating the effect of subthalamic stimulation in Parkinson disease on ground reaction force during gait." J Biomech **43**(4): 720-726.

Muniz, AM and J Nadal (2009). "Application of principal component analysis in vertical ground reaction force to discriminate normal and abnormal gait." Gait Posture **29**(1): 31-35.

Nigg, BM (2010). Biomechanics of sport shoes. Alberta, Canada, Topline Printing Inc.

Nigg, BM, J Baltich, S Hoerzer and H Enders (2015). "Running shoes and running injuries: mythbusting and a proposal for two new paradigms: 'preferred movement path' and 'comfort filter'." Br J Sports Med.

Nigg, BM, J Baltich, C Maurer and P Federolf (2012). "Shoe midsole hardness, sex and age effects on lower extremity kinematics during running." J Biomech **45**(9): 1692-1697.

Nigg, BM, D Stefanyshyn, G Cole, P Stergiou and J Miller (2003). "The effect of material characteristics of shoe soles on muscle activation and energy aspects during running." J Biomech **36**(4): 569-575.

Redmond, AC, J Crosbie and RA Ouvrier (2006). "Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index." Clin Biomech (Bristol, Avon) **21**(1): 89-98.

Rose, A, I Birch and R Kuisma (2011). "Effect of motion control running shoes compared with neutral shoes on tibial rotation during running." Physiotherapy **97**(3): 250-255.

Rupérez, mJ, JD Martín-Guerrero, C Monserrat and M Alcañiz (2012). "Artificial neural networks for predicting dorsal pressures on the foot surface while walking." Expert Systems with Applications **39**: 5349 - 5357.

Schöllhorn, WI, BM Nigg, DJ Stefanyshyn and W Liu (2002). "Identification of individual walking patterns using time discrete and time continuous data sets." Gait Posture **15**(2): 180-186.

Schubert, C, D Oriwol and T Sterzing (2011). "Gender and age related requirements of running shoes: a questionnaire on 4501 runners." Footwear Science **3**(sup 1): S148 - S150.

Shih, Y, KL Lin and TY Shiang (2013). "Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running?" Gait Posture **38**(3): 490-494.

Shorten, MR (2000). Running shoe design: protection and performance. Marathon Medicine. DTt Pedoe. London, Royal Society of Medicine**:** 159 - 169.

Sinclair, J, C Franks, J Fau-Goodwin, R Naemi and N Chockalingam (2014). "Influence of footwear designed to boost energy return on the kinetics and kinematics of running compared to conventional running shoes." Comparative Exercise Physiology **10**: 199-206.

Sinclair, J, R Mcgrath, O Brook, PJ Taylor and S Dillon (2016). "Influence of footwear designed to boost energy return on running economy in comparison to a conventional running shoe." J Sports Sci **34**(11): 1094-1098.

Sun, PC, HW Wei, CH Chen, CH Wu, HC Kao and CK Cheng (2008). "Effects of varying material properties on the load deformation characteristics of heel cushions." Med Eng Phys **30**(6): 687-692.

Tam, N, JL Astephen Wilson, DR Coetzee, L van Pletsen and R Tucker (2016). "Loading rate increases during barefoot running in habitually shod runners: Individual responses to an unfamiliar condition." Gait Posture **46**: 47-52.

Torkkola, K (2003). "Feature extraction by non-parametric mutual information maximization." Journal of Machine Learning Research **3**: 1415 - 1438.

Verdejo, R (2003). Gas loss and durability of EVA foams used in running shoes. PhD, University of Birmingham.

von Tscharner, V, H Enders and C Maurer (2013). "Subspace identification and classification of healthy human gait." PLoS One **8**(7): e65063.

Wegener, C, J Burns and S Penkala (2008). "Effect of neutral-cushioned running shoes on plantar pressure loading and comfort in athletes with cavus feet: a crossover randomized controlled trial." Am J Sports Med **36**(11): 2139-2146.

Wiegerinck, JI, J Boyd, JC Yoder, AN Abbey, JA Nunley and RM Queen (2009). "Differences in plantar loading between training shoes and racing flats at a self-selected running speed." Gait Posture **29**(3): 514-519.

Witten, IH, E Frank and MA Hall (2011). Data Mining: Practical machine learning tools and techniques, Morgan Kaufmann.

Worobets, J, JW Wannop, E Tomaras and D Stefanyshyn (2014). "Softer and more resilient running shoe cushioning properties enhance running economy." Footwear Science **6**(3): 147-153.