



Análise Biomecânica da Corrida em Invisuais e Normovisuais

Débora Filipa da Fonseca Pato

Porto, 2019



Análise Biomecânica da Corrida em Invisuais e Normovisuais

Dissertação apresentada com vista à obtenção do 2º ciclo em Atividade Física Adaptada, da Faculdade de Desporto da Universidade do Porto, ao abrigo do Decreto-Lei nº 74/2006, de 24 de março, na redação dada pelo Decreto-Lei nº 65/2018 de 16 de agosto.

Orientador: Prof. Doutor Leandro Machado

Débora Filipa da Fonseca Pato

Porto, 2019

Pato, D. (2019). *Análise Biomecânica da Corrida em Invisuais e Normovisuais*. Porto: D. Pato. Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Atividade Física Adaptada, apresentada à Faculdade de Desporto da Universidade do Porto.

PALAVRAS-CHAVE: BIOMECÂNICA, DEFICIÊNCIA VISUAL, NORMOVISUAL, CORRIDA, ANÁLISE CINÉTICA.

“Tenta uma, duas, três vezes e se possível tenta a quarta, a quinta e quantas vezes for preciso. Só não desistas nas primeiras tentativas, a persistência é amiga da conquista, se queres chegar onde a maioria não chega, faz o que a maioria não faz.”

Bill Gates

Agradecimentos

A realização desta dissertação imergiu de uma grande colaboração de pessoas, sem as quais, a montagem de toda a logística e a recolha de dados, não seria possível e aos quais estou eternamente grata. Quero, portanto, manifestar a minha sincera gratidão:

Ao Prof. Doutor Leandro Machado, meu orientador neste estudo, que me ajudou sempre que possível e não me deixou baixar os braços quando me via numa situação mais complicada, auxiliando-me sempre com soluções face aos problemas que apareciam, fornecendo-me bases e diretrizes.

A toda a minha família pelo apoio por ela prestado, mas principalmente aos meus pais, Maria de Fátima dos Santos Fonseca e António Jorge Martins dos Santos Pato, e ao meu irmão, Tiago Emanuel da Fonseca Reis por todo o apoio e por toda a paciência que tiveram comigo durante esta última fase da minha vida académica e por toda a educação e valores que me ensinaram ao longo da vida.

Às minhas companheiras deste mestrado, Adriana Duarte e Cláudia Santos que sem elas não seria a grande aventura que foi, nem a animação que foi. Estarei eternamente grata pela presença delas durante esta fase. Aos meus amigos por compreenderem e perdoarem a minha ausência durante alguns eventos, mas que apesar disso sempre me apoiaram e deram uma enorme alegria e carinho. E sem cair em esquecimento quero agradecer aqueles que se disponibilizaram para me ajudar na realização dos testes, tanto na parte técnica como na parte prática.

Ao Eng. Pedro Fonseca, pela enorme paciência que teve comigo para a realização dos testes e para me explicar certos pormenores que eu devia ter em conta ou que podia melhorar, mas principalmente por ter sido um grande auxílio, quase como um braço direito, na realização deste estudo.

Ao Laboratório de Biomecânica do Porto - LABIOMEPE, principalmente à Doutora Manoela Sousa, pela disponibilidade, compreensão e auxílio prestado, assim como, pela ajuda na análise dos testes e dúvidas relativamente a estas.

Por fim, o meu grande agradecimento à Vânia Vieira, técnica da ACAPO, por me ter ajudado a encontrar pessoas com deficiência visual para a realização dos testes e se ter disponibilizado o máximo possível.

Índice Geral

Agradecimentos	III
Índice de Figuras	VII
Índice de Tabelas	IX
Resumo	XI
Abstract	XIII
Lista de Abreviaturas	XV
Capítulo 1 – Introdução Geral e Estrutura da Dissertação	1
1.1. Introdução Geral	3
1.2. Estrutura da Dissertação	4
Capítulo 2 – Revisão da Literatura	7
2.1. – Deficiência Visual	9
2.1.1. Definição e Classificação	9
2.1.2. Etiologia	13
2.2. Caracterização do Indivíduo com Deficiência Visual	17
2.2.1. Características cognitivas	17
2.2.2. Características afetivas e sociais	18
2.2.3. Características motoras	19
2.2.4. Atividade Física e Deficiência Visual	22
2.3. – Corrida Humana Padrão	24
2.3.1. – Técnica de Corrida	24
2.3.3. – Componentes da Passada	30
2.3.4. – Frequência e amplitude da passada	30
2.4. – Biomecânica da Corrida	32
2.4.1. – Métodos de Análise Biomecânica da Corrida	32
2.4.2. – Amplitude do Movimento Articular	33

2.4.3. – Força de Reação do Solo (FRS).....	34
2.4.4. – Padrão da passada.....	38
Capítulo 3 – Objetivos e Hipóteses.....	39
3.1. – Objetivos e Hipóteses	41
3.1.1. – Objetivos Gerais	41
3.1.2. – Objetivos Específicos.....	41
3.1.3. – Hipóteses.....	41
Capítulo 4 – Material e Métodos.....	43
4.1. – Material e Métodos.....	45
4.1.1. – Caracterização da amostra.....	45
4.1.2. – Instrumentos	46
4.2. – Procedimentos	49
4.2.1. – Procedimentos de Recolha de dados	49
4.3. – Análise Estatística.....	50
4.4. - Apresentação de Resultados.....	51
4.4.1. – Variáveis Cinemáticas e Cinéticas.....	51
4.4.2. – Análise das Amplitudes de Movimento	53
4.4.3. – Análise das Forças de Reação do Solo	63
4.5. - Discussão de Resultados	67
Capítulo 5 – Conclusões e Sugestões.....	71
5.1. Conclusões e Sugestões	73
Capítulo 6 – Bibliografia completa.....	75
6.1. Bibliografia Completa.....	77
Capítulo 7 – Anexos	I
7.1. Anexos	III

Índice de Figuras

Figura 1 - Forças exercidas na corrida. Adaptado de Arufe (2005).....	24
Figura 2 - Relação entre o comprimento e frequência da passada em função da velocidade da corrida. Adaptado de Zatsiorsky (2000).	26
Figura 3 - Fases da técnica de corrida.	28
Figura 4 - Fase de apoio inicial	28
Figura 5 - Fase de amortecimento	29
Figura 6 - Fase de impulsão.....	29
Figura 7 - Fase aérea da passada	29
Figura 8 - Figura ilustrativa das fórmulas da Velocidade, Frequência da passada e Comprimento da passada. Adaptado de Baughman (1984).	31
Figura 9 – Evolução durante o tempo dos ângulos da articulação da anca nos diversos planos. Adaptado de Fukuchi et al. (2017).....	34
Figura 10 - Componente da FRS durante o ciclo de marcha. Componente vertical (linha contínua), horizontal ântero-posterior (linha pontilhada) e horizontal médio-lateral (linha tracejada) da FRS normalizadas pelo peso corporal durante o ciclo de marcha. Adaptado de Barela & Duarte (2011).	35
Figura 11 - Representação das variáveis da componente vertical da FRS durante a fase de apoio da corrida. PI (Fz1) - Primeiro pico de impacto da força; TC: taxa de carga (valores a 20 e 80% do tempo até ao primeiro pico) e TCM: Taxa de carga mínima (valores do início do contacto (0%) e primeiro pico (100% do tempo)). Adaptado de Ribeiro (2013).	37
Figura 12 - Tapete rolante com Plataforma de Forças montadas em linha – AMTI	46
Figura 13 – câmara Oqus do sistema Qualisys 3D Motion Capture System....	47
Figura 14 - Marcadores (Corpo inteiro) - LABIOMEPE	48
Figura 15 - Medição dos ângulos - LABIOMEPE	53
Figura 16 - Gráficos de Amplitude de Movimento da Pélvis no Membro de Apoio Direito e Esquerdo - Corrida 8km/h.	56
Figura 17 - Gráficos de Amplitude de Movimento da Anca no Membro de Apoio Direito e Esquerdo - Corrida 8km/h.	58

Figura 18 - Gráficos de Amplitude de Movimento do Joelho no Membro de Apoio Direito e Esquerdo - Corrida 8km/h.	60
Figura 19 - Gráficos de Amplitude de Movimento do Tornozelo no Membro de Apoio Direito e Esquerdo - Corrida 8km/h.	62
Figura 20 - Gráficos da Componente ântero-posterior da FRS do Membro de Apoio Direito e Esquerdo - Corrida 8km/h.	64
Figura 21 - Gráficos da Componente medio-lateral da FRS do Membro de Apoio Direito e Esquerdo - Corrida 8km/h.	65
Figura 22 - Gráficos da Componente vertical da FRS do Membro de Apoio Direito e Esquerdo - Corrida 8km/h.	66

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Classificação da cegueira e da visão subnormal (adaptado da Classificação Internacional das Deficiências, Incapacidades e Desvantagens da OMS, 1989).....	10
Tabela 2 - Causas da deficiência visual.	14
Tabela 3 – Outras distúrbios visuais.	14
Tabela 4- Caracterização da amostra: de idade, altura, massa e IMC.....	45
Tabela 5 - Cinemática linear dos invisuais e normovisuais. Parâmetros, média, desvio-padrão e valores de prova.	51
Tabela 6 - Cinemática linear do MI Direito e do MI Esquerdo. Parâmetros, média, desvio-padrão e valores de prova.	52
Tabela 7 - Ângulos articulares no início, meio e fim da fase de apoio dos MI Direito e Esquerdo. Ângulos articulares, instantes, planos, média, desvio-padrão e valores de prova. Ver Figura 15 para convenção de ângulos e sinais.	54
Tabela 8 - Forças de reação do solo do MI Direito e do MI Esquerdo. Forças de reação do solo, planos, média, desvio-padrão e valores de prova.....	63

Resumo

A deficiência visual diz respeito a um comprometimento da visão, mesmo quando corrigida, podendo ser classificada de algumas maneiras que variam consoante a limitação de cada pessoa. Uma pessoa normovisual responde a estímulos ambientais com um desenvolvimento motor mais espontâneo que uma pessoa invisual, sendo que, uma pessoa com deficiência visual apresenta um desenvolvimento motor incompleto e níveis de aptidão física mais baixos. Algumas dessas características encontram-se na deficiência da lateralidade, na falta de equilíbrio, na mobilidade restrita, orientação e alinhamento postural. Assim, este estudo tem como objetivo, através da biomecânica, comparar, analisar e verificar as alterações cinéticas e cinemáticas entre invisuais e normovisuais. Foram avaliados 4 invisuais e 5 normovisuais, nas mesmas condições laboratoriais, com uma idade compreendida entre 19 e 64 anos. A corrida foi analisada através da amplitude de movimentos dos membros, força de reação do solo e tempos de apoio, através do programa Qualisys Track Manager, com a utilização de 12 câmaras Oqus e tapete rolante instrumentado com 2 plataformas de forças. Verificou-se um tempo de ciclo mais reduzido nos invisuais, acabando por afetar outros parâmetros. A nível das amplitudes de movimento, pôde-se verificar que alguns parâmetros para a população invisual foram afetados devido ao apoio lateral com a mão que estes precisaram durante a corrida. Verificou-se que, a nível das forças de reação ao solo, os invisuais apresentam picos maiores na componente horizontal durante a travagem após o impacto do pé no solo, porém não apresentam diferenças na componente vertical.

Palavras-chave: Biomecânica, Deficiência Visual, Normovisual, Corrida, Análise Cinética, Cinemática.

Abstract

Visual impairment refers to impaired vision, even when corrected, and can be classified in some ways that vary according to each person's limitations. A normovisual person responds to environmental stimuli with more spontaneous motor development than a blind person, whereas a person with visual impairment has incomplete motor development and lower levels of physical fitness. Some of these characteristics are found in laterality deficiency, lack of balance, restricted mobility, orientation, and postural alignment. Thus, this study aims, through biomechanics, to compare, analyze and verify the kinetic and kinematic changes between blind and sighted people. Four blind and five non-blind, aged 19-64 years, were evaluated under the same laboratory conditions. Running was analyzed through the range of movement of the limbs, the ground reaction force, and the support times, through the Qualisys Track Manager program, using 12 Oqus cameras and one instrumented treadmill with 2 force platforms. There was a shorter cycle time in the blind, eventually affecting other parameters. In terms of range of motion, it was found that some parameters for the blind were affected due to the lateral support with the hand they needed during the race. It was found that, in terms of ground reaction forces, the blinds present greater peaks in the horizontal component during braking after the foot impacts the ground, but there are no differences in the vertical component.

Keywords: Biomechanics, Visual Impairment, Normovisual, Running, Kinetic Analysis, Kinematics.

Lista de Abreviaturas

AV – Acuidade Visual
BV – Baixa Visão
CA – Cegueira Adquirida
CC – Cegueira Congénita
CT – Cegueira Total
CV – Campo Visual
DP – Desvio Padrão
DV – Deficiência Visual
FRS – Força de Reação do Solo
FAP - Componente Ântero-Posterior da FRS
FML - Componente Medio-Lateral da FRS
FVT - Componente Vertical da FRS
IMC – Índice de Massa Corporal
MI – Membro Inferior
MS – Membro Superior
CIPD – Contacto Inicial Pé Direito
CIPE – Contacto Inicial Pé Esquerdo
AMD – Apoio Médio Direito
AME – Apoio Médio Esquerdo
RTD – Retirada do Pé Direito
RTE – Retirada do Pé Esquerdo

Capítulo 1 – Introdução Geral e Estrutura da Dissertação

1.1. Introdução Geral

Ao longo dos anos, a corrida tem sido objeto de estudo de variadas perspectivas, não só na tentativa de explicar o movimento natural do Homem, mas também com o intuito de desenvolver modelos biomecânicos que visam a melhoria e a otimização do rendimento desportivo.

O Homem depende muito dos seus sentidos, e perdendo um deles acaba por ficar “desequilibrado”, mas habitualmente com melhoria dos sentidos restantes. A visão é o sentido privilegiado no conhecimento do mundo exterior, sendo que a atividade diária e os movimentos ficam muito dependentes deste sentido. Quando a visão é baixa ou até mesmo totalmente ausente, o ser humano fica desprovido de um estímulo importante para o movimento, não estando este limitado no seu potencial existente. Em 2011 estimou-se, que em Portugal existiam cerca de 900 mil pessoas com dificuldades visuais (ACAPO, 2011).

De uma forma geral, a deficiência visual entende-se como a perda parcial ou total da capacidade visual, em um ou em ambos os olhos, levando a pessoa a uma limitação na sua performance visual (Munster, 2005). Essa perda tem várias implicações no desenvolvimento geral das características motoras, académicas, intelectuais, psicológicas e sociais.

As características dos indivíduos com deficiência visual podem ser influenciadas por outros fatores, como a quantidade de visão disponível, a idade e em que altura é que perdeu a visão (Craft, 1990). Moura e Castro (1994) afirma que no âmbito de desempenho motor as oportunidades de movimento são um fator determinante para o nível do desempenho apresentado pela pessoa com deficiência visual.

O desenvolvimento da criança cega, em termos posturais e de deslocação, é mais lento que o da criança normovisual (Le Boulch, 1992). Relativamente às características motoras, estas crianças mostram um atraso no desenvolvimento motor, deficiência na lateralidade, equilíbrio insuficiente, mobilidade restrita, orientação e navegação espacial comprometida, esquema corporal deficiente, defeitos no alinhamento postural, expressão corporal e facial raras, coordenação motora desfasada, falta de resistência física. Sendo assim, quando a estimulação da criança cega não é precoce, a coordenação motora, o tónus e o equilíbrio estático e dinâmico ficam afetados (Farias, 2004).

O deficiente visual tem de ser tratado como um ser individual, sendo fundamental a intervenção terapêutica, possibilitando-lhe as condições necessárias para atingir um melhor desenvolvimento cognitivo, afetivo, social e motor. O disponibilizar e a prática do desporto é uma dessas condições, pois contribui para a melhoria das capacidades físicas, cognitivas e afetivas (Rodrigues, 2002), sendo que, quanto mais cedo o indivíduo com cegueira começar a prática desportiva, mais cedo irá conseguir desenvolver o equilíbrio e a postura, facilitando as suas tarefas diárias (Bamaç, 2004; Sweeney, 1980).

Para analisar devidamente a corrida em qualquer condição patológica, é necessário perceber o que ocorre na considerada corrida humana padrão.

Este trabalho pretende assim, em função do exposto, fazer uma análise biomecânica da corrida de invisuais e normovisuais, para se poder ter uma visão crítica de ambas as corridas e em que diferem uma da outra.

1.2. Estrutura da Dissertação

A presente dissertação está estruturada em 7 capítulos organizados da seguinte forma:

Capítulo 1 – Introdução Geral e Estrutura da Dissertação

Apresentação do enquadramento teórico em que se baseia este estudo, referindo a sua pertinência, objetivos e hipóteses.

Capítulo 2 – Revisão da Literatura

Este capítulo encontra-se dividido em quatro subcapítulos, sendo o primeiro relativamente à deficiência visual, o segundo sobre a caracterização do indivíduo com deficiência visual, o terceiro sobre a corrida humana padrão e o último sobre a biomecânica da corrida.

Capítulo 3 – Objetivos e Hipóteses

Apresentação dos objetivos gerais e específicos e das hipóteses.

Capítulo 4 – Material e Métodos

Caracterização da amostra e dos instrumentos utilizados, assim como dos procedimentos usados, da análise estatística e discussão de resultados.

Capítulo 5 – Conclusões e Sugestões

Apresentação das principais conclusões do trabalho, como resultado final da discussão desenvolvida no capítulo anterior, são ainda apresentadas sugestões para trabalhos a desenvolver em futuras pesquisas com a mesma temática.

Capítulo 6 – Bibliografia completa

Referencias bibliográficas correspondentes à pesquisa efetuada para a realização deste estudo.

Capítulo 7 – Anexos

Anexos e documentos utilizados durante a realização deste estudo.

Capítulo 2 – Revisão da Literatura

2.1. – Deficiência Visual

2.1.1. Definição e Classificação

Existem várias definições e classificações para a deficiência visual (DV) que variam conforme as limitações de cada pessoa. A visão desempenha um papel importante na vida diárias das pessoas, visto que a sociedade em que vivemos é pensada e organizada para as pessoas normovisuais (Watkinson & Sheridan, 2005) e que 70% da informação acerca do meio que nos envolve é obtida através da visão (Rodney, 2003).

O deficiente visual é qualquer indivíduo que apresente um grande déficit visual e que precise do auxílio de métodos de leitura/escrita braille e técnicas de orientação e mobilidade (Pereira, 1980; Rosadas, 1989). Craft (1990), relaciona a DV com uma afetação negativa do desempenho de uma pessoa que possui uma incapacidade invisual, mesmo após esta ter sido corrigida. Por conseguinte, a ausência da visão proporciona à pessoa com DV desvantagens em alguns aspetos (e.g. psicomotores, emocionais e sociais) (Júnior, 2001) e também um desempenho diminuído nas suas tarefas diárias comparativamente às pessoas normovisuais (West et al., 2002).

A definição de DV, incluindo cegueira, de acordo com a Individuals With Disabilities Education Act (Craft, 2004), diz respeito a um comprometimento da visão que, mesmo quando corrigida, prejudica o desempenho educacional da criança.

De acordo com Rodrigues (2002), o termo “deficiência visual” é usado para reunir as pessoas com cegueira, total ou parcial, ou com ambliopia. Esta deficiência implica a necessidade da existência de apoios técnicos e humanos no decorrer da vida dos sujeitos. Para Craft (2004), a DV diz respeito a um termo que engloba a cegueira total (CT) e a baixa visão (BV). Para estes autores a maioria dos indivíduos classificados como cegos ainda possui alguma visão remanescente.

Na opinião de Munster (2005) a DV é caracterizada pela perda parcial ou total da capacidade visual, em ambos os olhos, levando o indivíduo a uma limitação na sua performance visual. Apenas o uso de lentes de contacto ou óculos não é suficiente para caracterizar a DV, já que a prescrição de uma correção ótica

adequada pode conferir ao indivíduo uma boa condição visual, todavia, mesmo que se recorra a recursos óticos especiais ou a intervenção cirúrgica, existem algumas pessoas com a capacidade visual severamente comprometida, sendo assim consideradas deficientes visuais.

Várias terminologias são associadas ao termo “deficiência visual” como: deficiente visual, cego, portador de deficiência visual, pessoa com baixa visão e portador de visão subnormal.

Em termos específicos, Buell (1983) indica que, quando se fala de cegueira toda a gente a associa a CT, porém, o que é efetivamente verdade é que mais de 80% das pessoas legalmente cegas ainda possuem alguma forma de visão.

Apesar de haver várias formas de classificação da DV, a classificação normalmente é realizada através da acuidade visual (AV) e do campo visual (CV) (OMS, 2014), tal como se mostra na Tabela 1.

A AV diz respeito à capacidade de o sistema vestibular discriminar formas, a sua classificação é realizada de acordo com a relação entre o tamanho do objeto e a distância onde este se encontra (Pereira, 1998). Os valores da AV de um indivíduo são expressos pela distância angular mínima de dois pontos que o globo ocular pode distinguir. Por outro lado, o CV é a área dentro da qual os objetos conseguem ser vistos quando os olhos estão fixos num ponto à frente, sendo que cada globo ocular atinge sensivelmente 130° - 140° (Sherrill, 2004).

Tabela 1 - Classificação da cegueira e da visão subnormal (adaptado da Classificação Internacional das Deficiências, Incapacidades e Desvantagens da OMS, 1989).

Categorias da visão	Grau de deficiência	Acuidade visual
Visão Normal	Nulo	0,8 ou superior
	Ligeira	Menor que 0,8
Baixa Visão (Ambliopia)	Moderado	Menor que 0,3
	Grave	Menor que 0,12
Cegueira	Profundo	Menor que 0,05
	Quase total	Menor que 0,02
	Total	Ausência de percepção de luz

De acordo com a **Tabela 1**, a OMS divide em duas categorias as populações com deficiência visual, a ambliopia e a cegueira.

Em Portugal, e seguindo a classificação da OMS, a DV divide-se em duas grandes categorias: a) cegueira e b) ambliopia. Segundo Arnaiz (1998), cegueira congénita (CC) é aquela que surge no nascimento ou até à idade de um ano e cegueira adquirida (CA) é aquela que ocorre após o primeiro ano de vida. Lieberman (2011) define a CC, como a cegueira presente ao nascimento e CA como a cegueira que surge após o nascimento.

As causas da CC encontram-se entre as seguintes patologias: albinismo, retinoblastoma, retinopatia da prematuridade.

A cegueira subdivide-se em três categorias (Moura e Castro, 1993):

- i. Cegueira total (pessoas sem perceção luminosa);
- ii. Cegueira prática (pessoas com perceção luminosa, até AV de 0,05. Pode-se referir que estes sujeitos conseguem ver vultos e sombras ou mesmo objetos a pequenas distâncias, sendo ainda capazes de se orientar em ambientes já frequentados);
- iii. Cegueira legal (pessoas com AV menos que 1/10 no melhor olho depois de corrigida ou menos de 20º de campo visual).

Moura e Castro (1993) salienta um segundo grupo de pessoas com DV que designa por ambliopes. Em Portugal, geralmente considera-se ambliope o indivíduo com AV entre 0,5 e 0,1, sendo que este conjunto pode ser dividido em dois subgrupos, respetivamente:

- i. Pequenos amblíopes (pessoas com acuidade visual entre 0,5 e 0,3, sendo que geralmente, estas não estão consideradas dentro do grupo que precisa de ensino especial);
- ii. Grandes amblíopes (pessoas que apresentam uma AV entre 0,1 e 0,3).

Martin (1994), considera a cegueira como a ausência total de visão ou a mera perceção de luz, sendo a ambliopia uma deterioração unilateral ou bilateral do olho, associada ao estrabismo, nistagmos, falta de estímulo visual (cataratas congénitas, lesões da córnea, etc.) e defeitos de refração, o que provoca uma diminuição importante da visão em ambos os olhos. A BV ou ambliopia pode ocorrer

em qualquer idade, no entanto, torna-se mais recorrente com o incremento da idade (Colenbrander, 1995).

Segundo Rodrigues (2002), as classificações e definições da cegueira variam de país para país, no entanto, e de acordo com algumas noções clássicas, existe: i) a cegueira de locomoção ou prática, que ocorre quando o indivíduo não encontra o seu caminho por intermédio da visão e o campo visual está reduzido a menos de 10°; ii) cegueira legal, com o grau de acometimento de acordo com o país onde o indivíduo se encontra, e por último, a cegueira profissional ou económica, que impede o indivíduo de desempenhar qualquer trabalho, que diz respeito à acuidade visual de 1/10 no melhor olho.

Craft (2004) define a cegueira como a incapacidade de ler impressos grandes, mesmo com uma ampliação, sendo que a cegueira legal corresponde a uma AV igual ou inferior a 20/200 no melhor olho após uma correção, ou a um campo visual restrito de modo a que o seu maior diâmetro compreenda uma distância angular inferior a 20°. A cegueira total consiste na incapacidade de reconhecer uma luz forte direcionada diretamente para os olhos.

De acordo com Auxter et al. (1997), é difícil quantificar a incidência de pessoas cegas e com visão parcial, principalmente pela razão da diversidade de definições existentes de DV, bem como de problemas decorrentes da sua identificação. No entanto, de acordo com os mesmos autores, bem como para Moura e Castro (1994) é perceptível um aumento da incidência de pessoas com DV.

A função visual tem normalmente associadas qualidades como a acuidade visual, o campo visual, as cores, as formas, as figuras e a percepção da altura, algumas destas qualidades são também uma referência para diferentes tipos de classificação de DV, tais como a AV ou o CV por poderem ser traduzidas por medidas quantitativas e padronizadas.

Relativamente à avaliação do *deficit* visual, existem vários tipos de teste para a visão que avaliam uma ou mais funções visuais, entre elas, a AV central, a percepção de cores, a abertura do campo visual e a visão binocular. Normalmente esta avaliação é realizada através da mensuração da AV e da abertura do CV (Pereira, 1980).

Para Munster (2005), a AV pode ser entendida como a capacidade de distinguir detalhes, sendo determinada a partir da relação entre o tamanho do objeto e a distância a que este se encontra.

Assim, perante o exposto, podemos falar de uma enorme variedade de definições e classificações, assim como de diferentes terminologias relativamente à DV. Estas definições variam de país para país, sendo que de uma forma geral, todos referem que a deficiência visual implica um *déficit* visual parcial ou total, levando o indivíduo a uma performance visual mais baixa, podendo esse *déficit* ser mensurado através da acuidade e do campo visual.

2.1.2. Etiologia

A DV é uma situação de diminuição da resposta visual decorrente de imperfeições no sistema visual. De acordo com a OMS (2004), no ano 2002 estimou-se que a deficiência visual afetava mais de 161 milhões de pessoas, onde 127 milhões apresentavam cegueira e os restantes ambliopia. Tendo em conta que esses números não incluíam os problemas visuais provenientes de erros de refração, pode-se constatar que o verdadeiro número de pessoas com deficiência visual poderá ser maior (OMS, 2004).

Mais de 82 % da população com DV possui uma idade superior a 50 anos, sendo que a análise em função do sexo indica que são as mulheres, que em qualquer parte do mundo e com qualquer idade, têm mais probabilidade de sofrer de algum tipo de problema visual, onde mais de 90% dos problemas deste tipo ocorrem nos países desenvolvidos (OMS, 2004).

Silva (1991) afirma que, as causas da DV podem ser divididas em dois grupos: i) que está dividido por períodos (pré-natal, perinatal, pós-natal e adulto); ii) onde estão incluídas as causas desconhecidas (**Tabela 2**).

Tabela 2 - Causas da deficiência visual.

i) Períodos	ii) Causas
Pré – natal	Hereditariedade, alterações genéticas, infecções maternas (rubéola, toxoplasmose), hemorragias e medicamentos tóxicos.
Perinatal	Prematuridade, sofrimento fetal e traumatismo de parto.
Pós – natal	Infeções (meningite, encefalite, tracoma, oncocercose), traumatismo (craniano e ocular) e afeções neurológicas.
Adulto	Acidente cerebrovascular, processo degenerativo do mecanismo ocular, tumores intracranianos, diabetes, atrofia ótica e hipertensão ocular.
	Causas desconhecidas

Fonte: *Silva (1991)*

São indicados também alguns distúrbios visuais do sentido luminoso, da visão binocular, da retina, do cristalino, das vias óticas e das cores, entre outros (Tabela 3).

Tabela 3 – Outras distúrbios visuais.

Distúrbios visuais	Refração, hipermetropia e miopia.
Distúrbios da visão das cores	Daltonismo.
Distúrbios do sentido luminoso	Albinismo e dificuldades da acomodação.
Distúrbios da visão binocular	Estrabismo, nistagmos e paralisia ocular.
Distúrbios da retina	Deslocamento da retina, retinopatia diabética e retinose pigmentar.
Distúrbios das vias óticas	Atrofia ótica e hemianopsia.
Distúrbios do cristalino	Cataratas (congénita, senil ou traumática).
Glaucoma	Congénito, infantil ou adulto.
Tracoma	Transmitido por moscas e falta de higiene.
Astigmatismo	Irregularidade da superfície da córnea, que interfere com a visão à distância e a leitura.

Fonte: *Silva (1991)*

Segundo Auxter et al. (1997) os fatores que determinam a perda de visão são os seguintes:

- i. Condições visuais que influenciam a integridade do impulso visual, tanto no olho como no nervo ótico ou no córtex visual. Condições como diabetes, envenenamento, acidentes, doenças, tumores, excesso de oxigênio no nascimento e influências pré-natais como a rubéola e a sífilis;
- ii. Anomalias estruturais que incluem os desvios na estrutura do olho;
- iii. Controlo ineficiente dos músculos extraoculares causado por desvios posturais, hábitos de leitura pobres e problemas de acuidade visual.

As cataratas são a principal causa de cegueira a nível mundial, seguindo-se o glaucoma em segundo lugar nesta classificação (OMS, 2004).

Outras causas da DV são: o albinismo que é uma doença na pigmentação da íris, o que confere aos seus portadores uma sensibilidade relativamente à luz; o deslocamento da retina que consiste na separação das diferentes camadas que compõem essa túnica; a catarata que é uma alteração na transparência do cristalino, que causa problemas visuais, sem outros sintomas associados; a diabetes, que apesar do controlo glicémico, pode causar a DV; o estrabismo que é uma anomalia da visão binocular em que os olhos se encontram desalinhados impedindo a fusão da imagem; a miopia que consiste no aumento do tamanho do eixo ótico, provocando dificuldades para ver ao longe; o glaucoma que ocorre quando a pressão intraocular é elevada; a retinose pigmentar que é uma doença de cariz hereditário progressiva e degenerativa do epitélio pigmentar, associada à cegueira noturna e defeitos característicos no campo visual. Para além das causas referidas, ainda há outras como a rubéola, sífilis, traumatismos oculares, toxoplasmose, conjuntivite, anisometropia, moscas volantes, presbiopia, retinoblastoma, retinopatia da prematuridade e uveítes (Munster, 2005).

Pode-se constatar, assim, a multiplicidade das causas do aparecimento da DV, a maioria das quais associadas diretamente aos efeitos de envelhecimento (Arnaiz, 1998; Craft, 2004).

Auxter et al. (1997), realçam ainda as diferenças entre a deficiência visual congénita e adquirida e os respetivos impactos nos indivíduos:

- i. O tempo de aparecimento da DV vai ter impacto no desenvolvimento da criança;

- ii. A proteção excessiva pode atrasar o desenvolvimento do indivíduo que é deficiente visual congênito;
- iii. A proteção excessiva complica o desenvolvimento, devido a não ser permitido à criança explorar os contextos, algo que é necessário para o seu desenvolvimento;
- iv. A criança com deficiência visual congênita sente falta de informação visual através da qual as respostas motoras podem ser construídas;
- v. Dependendo do momento em que ocorreu a DV, a criança após o nascimento teve algumas oportunidades para explorar o ambiente e receber a sua informação, o que acaba por ser fundamental para o seu desenvolvimento através do sentido da visão;
- vi. Experiências anteriores com visão influenciam positivamente o desenvolvimento físico e motor das pessoas com deficiência visual adquirida; no entanto as pessoas com deficiência visual adquirida ficam frequentemente desalentadas com a perda da visão, precisando de integração em programas de assistência para a adaptação e participação.

Assim, é possível concluir pela existência de múltiplas causas que originam a DV, podendo ocorrer em diferentes períodos e repercutindo-se de forma diferente na vida da pessoa. Mesmo que algumas situações possam ser corrigidas, ou pelo menos em parte, urge a realização de um bom diagnóstico para poder intervir o mais rapidamente possível nas diferentes áreas (motoras, cognitiva, social e afetiva).

2.2. Caracterização do Indivíduo com Deficiência Visual

A perda de visão, como foi mencionado anteriormente, tem sérias implicações no desenvolvimento das características motoras, acadêmicas, intelectuais, psicológicas e sociais da pessoa com deficiência visual (Auxter et al., 1997).

Na opinião de Gregory (1968, cit. por Pereira, 1998), a capacidade de ver depende de vários fatores para além do nível da DV, como o envolvimento físico e humano, a capacidade de adaptação à situação, a idade em que a deficiência foi adquirida, a personalidade, a inteligência, o espírito de maior ou menor autonomia, a educação recebida e os apoios técnicos. Também para Craft (1990), as características das pessoas com deficiência visual podem ser influenciadas por alguns fatores, como a quantidade de visão disponível e a idade em que perdeu a visão, assim como outros problemas de saúde e condições de incapacidade.

Rodrigues (2002), afirma que deve ser dada importância aos fatores referidos anteriormente sendo que são os mais determinantes na capacidade da visão de cada pessoa com deficiência visual, assim, este tem de ser tratado como um ser individual e não como uma pessoa pertencente a um grupo com falta de visão.

2.2.1. Características cognitivas

Na aquisição de linguagem um bebé com cegueira evolui de um modo semelhante ao de um bebé normovisual, podendo verificar-se alguns atrasos devido preponderantemente à escassez de experiências. A criança com cegueira encontra dificuldades acentuadas no parâmetro de um conceito firme de separação, “Eu – mundo dos objetos”, ocorrendo a sua consolidação no entanto, numa idade próxima dos 24 meses de vida, verificando-se também uma dificuldade na diferenciação conceptual entre o Eu e o Tu, atingindo os níveis normais com um atraso considerável, e o mesmo ocorre com as possibilidades de auto representação do jogo simbólico (Dias, 1995).

Hatwell (1966, cit. por Dias, 1995), descobriu que as pessoas com cegueira se encontravam ao mesmo nível que as crianças normovisuais na resolução de

tarefas verbais, em contraposição com o que as teses Piagetianas defendiam. Alguns autores explicam o atraso neste domínio como dependente da gravidade da DV e da idade em que esta ocorreu (Dias, 1995). Alguns estudos sobre o desenvolvimento de operações lógicas concluíram que apenas nas provas de seriação e de classificação, ocorreram atrasos relativamente às crianças normovisuais, algo que, no entanto, já não acontecia a partir dos 11 anos de idade (Ochaita, 1988, cit. por Dias, 1995).

Assim, segundo Fraiberg (1969, cit. Por Dias, 1995), concluiu-se que o fator-chave para o desenvolvimento cognitivo da pessoa com DV é o tipo de relações que esta possui.

2.2.2. Características afetivas e sociais

Segundo Munster (2005), as crianças cegas ou com fraca visão podem apresentar maneirismos com significativa frequência, comportamentos inibidores das suas interações sociais e da atenção da criança para os eventos do mundo externo. Os maneirismos que surgem podem-se prolongar por períodos alargados, devido ao facto de as pessoas com cegueira terem dificuldade em alternar entre a segurança sedentária e a tomada de iniciativa para efetuarem movimentos exploratórios intencionais (Pereira, 1998).

Craft (2004), atribui estes comportamentos apenas a algumas pessoas com DV, sendo mais usual em pessoas com cegueira congénita. A dependência e o medo podem caracterizar algumas pessoas com cegueira, independentemente de esta ser congénita ou adquirida, características que resultam provavelmente da exagerada proteção familiar e mesmo social. Esta proteção tem tendência a acarretar a redução do número de oportunidades para que as pessoas explorem o ambiente com liberdade, o que pode resultar em atrasos no desenvolvimento preceptivo, motor e cognitivo. Para que isto não aconteça, Auxter et al. (1997) salientam que a adaptação social das pessoas com deficiência visual severa depende, em grande parte, da quantidade e sucesso das interações com outras pessoas. Outro fator importante, que se relaciona com o que foi referido anteriormente, é a complexidade do meio que provoca frequentemente medo e ansiedade na criança com cegueira.

No que diz respeito ao autoconhecimento e à autoestima, as crianças com cegueira serão afetadas caso não possuam uma adequada imagem corporal, pelo que se torna fundamental desenvolver corretamente este aspeto, não esquecendo que elas se desenvolvem mais lentamente no processo de autorrealização (Rodríguez et al., 1994).

Relativamente à motivação, Hoffmann (1998) refere que a pessoa com cegueira deverá ter uma motivação mais elevada, quando maior for o grau de dificuldade que lhe é causado pela locomoção, compensando assim os inúmeros riscos de acidentes e entraves que esta tem de enfrentar.

Por tudo o que foi mencionado anteriormente, acaba por ser natural, que as pessoas com deficiência visual sejam, por vezes, mais desconfiadas, que se isolem e manifestem problemas de integração.

2.2.3. Características motoras

Para Craft (2004), a oportunidade reduzida para o movimento que normalmente acompanha as pessoas com DV pode resultar em padrões únicos neste domínio. As poucas oportunidades para correr e saltar com os pais, o exagero dos instintos protetores dos pais e educadores, o medo que a própria criança sente de ser movimentada, a falta de visão que motiva o movimento e a falta de oportunidades de observar os outros podem também contribuir para os atrasos motores nas crianças com cegueira. Moura e Castro (1994), realça esta ideia indicando que a oportunidade e a vontade de se movimentarem, e não o grau da visão remanescente, são os fatores-chave para determinar o nível de desempenho das pessoas com DV.

A criança normovisual responde aos estímulos ambientais com um desenvolvimento motor mais espontâneo que a criança com cegueira; esta última entende o contexto de forma incompleta, o que implica um desenvolvimento motor a um ritmo diferente, embora este dependa da atenção e estimulação precoce que a criança recebe. O atraso no desenvolvimento motor da criança com deficiência visual situa-se entre dois e quatro anos relativamente à criança normovisual (Martínez, 1998).

Os prejuízos provocados pela ausência de estímulos visuais nos primeiros anos de vida são graves, uma vez que este período representa a fase de integração

e estabilização dos modos básicos de conduta motriz, sendo fundamentais para o desenvolvimento das habilidades motoras complexas (Maciel, 1972, cit. por Moura e Castro, 1994). Contudo, o estudo de crianças com cegueira demonstrou que em condições favoráveis, os sistemas que permanecem intactos podem unir-se e dar lugar a uma organização sensoriomotora coerente (Moura e Castro, 1993). Nestes casos, a intervenção da mãe acaba por ser fundamental, desde o sentar ao colo até aos contactos sonoros, através da voz ou ruídos das tarefas que executa (Paiva, 1981).

A interação da criança com o mundo físico é um processo longo que se inicia na primeira infância. O contacto da criança com o mundo físico faz-se através dos sentidos, onde a qualidade da capacidade percetiva está diretamente ligada à aquisição de habilidades motoras (Munster, 2005).

Com base no que foi mencionado, torna-se natural que Moura e Castro (1994) e Craft (2004), refiram que os níveis de aptidão física das pessoas com cegueira sejam mais baixos que os considerados normais. Esta população pelo seu estilo de vida sedentário, com todos os fatores de risco inerentes, tanto a nível de saúde como ao nível de independência, apresentam muitas vezes problemas como a obesidade, membros superiores fracos, baixa tolerância para o exercício físico, fraca musculatura respiratória, fraca resistência muscular da extremidade inferior e baixa capacidade de resistência aeróbica (Moura e Castro, 1994).

Algumas das características motoras das crianças com deficiência visual são: o atraso nos grandes marcos de desenvolvimento motor; deficiência na lateralidade; pouco equilíbrio; mobilidade restrita; orientação e navegação espacial amplamente comprometidas; esquema corporal deficiente; defeitos no alinhamento postural; rara expressão corporal e facial; coordenação motora desfasada; falta de resistência física e pobre iniciativa para a ação motora (Castro, 2005). Em relação aos seus pares com visão normal, a criança com cegueira acumula atrasos de 3-6 meses na manipulação e controlo de objetos. O problema no desenvolvimento da criança cega diz respeito às funções motoras ligadas à exploração e à mobilidade (Castro, 2005). Foi evidenciado que a existência da visão residual favorece aspetos como a postura e o equilíbrio, já a orientação espacial e a lateralidade são bastante influenciadas pela existência ou não de um período de visão no início da vida (Castro, 2005).

Enquanto que para um normovisual a eficiência máxima não é fundamental para o seu quotidiano, para alguém com cegueira esta apresenta a diferença entre o deslocamento com sucesso e insucesso, com independência ou com dependência. A organização espacial é fundamental para a deslocação no espaço, tendo a pessoa com cegueira dificuldades em adquirir estes conceitos, mais precisamente a avaliação de distâncias e direções (Moura e Castro, 1994). O mesmo autor ainda distingue que a pessoa com DV apresenta uma boa habilidade manual e dificuldades nos movimentos com os grandes segmentos corporais, bem como nos movimentos assimétricos e sucessivos. Castro (2005) verificou nas crianças uma manipulação correta dos objetos num espaço próximo, encontrando estas dificuldade em transpor esse conhecimento para o espaço distante. Tal deve-se à informação auditiva, a qual alerta a criança para a presença de um objeto fora do seu raio de ação, sendo este um facto que se torna perceptível apenas no final do 1º ano de vida (Moura e Castro, 1994).

Desta maneira, a coordenação ouvido-mão, que substituiu a coordenação olho-mão, não aparece antes dessa idade, daí que Pereira (1993), tenha verificado um atraso na aquisição da marcha de crianças com CC, que só se realiza por volta dos 19/20 meses de vida.

Assim, como refere Moura e Castro (1993), a visão desempenha um papel de grande importância na formação da imagem do corpo, sendo que a criança com cegueira depende de informações menos exatas na sua tentativa de perceber o seu corpo, os seus movimentos e a relação com os objetos que a rodeiam (Cratty, 1968).

Perante o exposto, verificamos que o sentido visual é um fator primordial na aprendizagem e execução da maioria das habilidades motoras, visto que fornece uma informação rápida e precisa na localização, na avaliação de espaços e distâncias, contribuindo desta maneira para a construção da imagem mental de envolvimento (Moura e Castro, 1993). As características cognitivas, afetivas, sociais e motoras são sobretudo influenciadas por fatores como o tipo de relações humanas, a estimulação que a pessoa com deficiência visual recebe ou a sua oportunidade de movimento, entre outros. Torna-se assim, fundamental intervir, possibilitando as condições necessárias para estas atingirem o melhor desenvolvimento cognitivo, afetivo, social e motor possível.

2.2.4. Atividade Física e Deficiência Visual

A importância da atividade física e os seus benefícios estão bem explícitos na literatura (OMS, 2015), sendo que na DV a prática desportiva torna-se ainda mais importante e benéfica. Como foi referido anteriormente, uma das consequências da deficiência visual é o imobilismo (Moura e Castro, 1993) e, por conseguinte, a integração da pessoa na sociedade, onde o desporto acaba por ter uma grande importância na sua integração.

O goalball é um desporto adaptado concebido para pessoas com deficiência visual (Çolak, 2004). Este foi criado em 1946 por Hanz Lorenzen e Sepp Reindle com a finalidade de reabilitar veteranos da 2ª Guerra Mundial, sendo apresentado ao mundo em 1976, durante os Paralímpicos de Toronto, e desde essa altura que pertence às modalidades paralímpicas.

Este desporto é praticado por duas equipas de três jogadores num campo com marcas tácteis, para que os jogadores se possam orientar e conhecer o seu posicionamento no recinto. O objetivo é lançar a bola para que esta passe os adversários e alcance a baliza adversária; a bola inclui sinos no seu interior, de forma a permitir a sua localização através da audição; os jogadores que defendem devem tentar interceptar a bola antes dela chegar à baliza; a equipa que conseguir marcar mais golos ganha o jogo, que consiste em duas partes de dez minutos com cinco de intervalo. De forma a que todos os jogadores estejam nas mesmas condições, todos devem usar vendas que impeçam a visualização do campo (Çolak, 2004).

A diversidade de atividades desportivas para as pessoas com DV segundo Moura e Castro (1993) é abrangente, no entanto, outros estudos (Houwen, 2010; Lieberman, 2001, 2010; Longmuir, 2000) demonstram que as pessoas com deficiência visual têm baixos níveis de participação desportiva. A ausência da prática regular de exercício físico em pessoas com cegueira pode trazer consequências a longo prazo, como fraca postura e problemas com a imagem corporal (Shaw, 2012) e ainda uma reduzida capacidade funcional (Moura e Castro, 1993).

Houwen (2009) avaliou os níveis de atividade física em 48 crianças com DV e 48 normovisuais, com idades entre 6-12 anos, tendo os resultados revelado que

as crianças com cegueira tinham níveis mais baixos de atividade física comparativamente às normovisuais, no entanto, ambos os grupos apresentaram grandes níveis de sedentarismo.

No estudo de Oh et al. (2004), os autores compararam os níveis de atividade física em 957 crianças com idade entre 6-20 anos, com deficiência motora, deficiência visual e deficiência auditiva, e verificaram que as crianças com cegueira tinham níveis de atividade física inferiores às das restantes deficiências.

Holdbrook (2009), avaliaram os níveis de atividade física, o índice de massa corporal (IMC) e a percepção de qualidade de vida em 25 adultos com cegueira e 25 normovisuais, e verificaram que não só as pessoas com cegueira tinham níveis de atividade física inferiores ao normovisuais, como também passavam apenas uma pequena percentagem do seu tempo a praticar atividade física (aproximadamente 20%).

Mais recentemente Haegele & Porretta (2015) escreveram um artigo de revisão sobre a atividade física em crianças com DV em idade escolar, e encontraram 18 artigos publicados sobre o tema entre os anos 1982-2013. Após a análise dos artigos encontrados, concluíram que o baixo nível de atividade física em crianças com DV em idade escolar deve-se à falta de oportunidades e à falta de professores de educação física com conhecimentos sobre o desporto adaptado.

Em suma, a atividade física na DV tem um papel fundamental não só para o desenvolvimento das capacidades motoras, como também para o desenvolvimento das capacidades interpessoais. O baixo desempenho desportivo pode não estar diretamente relacionado com a ausência de visão, mas sim com um conjunto de fatores internos (e.g. motivação para a prática) e externos (e.g. recursos humanos).

2.3. – Corrida Humana Padrão

2.3.1. – Técnica de Corrida

A opinião clássica, de que a corrida é um evento simples, natural e ausente de técnica, é um mal-entendido. A corrida deverá ser encarada como uma habilidade passível de ser aprendida e desenvolvida (Seagrave, 1996).

A corrida diferencia-se da marcha por não apresentar um momento de contato em simultâneo dos dois apoios no solo, e por ter uma fase aérea bastante pronunciada. A corrida é uma forma de deslocação natural e instintiva usado pelo ser humano ao longo da sua evolução enquanto Homem. Esta pode ser definida como o movimento de translação do centro de gravidade, mediante a sucessão de pequenos saltos realizados pelo contato e a impulsão do pé com o solo (Arufe, 2005). Segundo o mesmo autor o movimento realizado na corrida é possível devido à produção de forças internas, provenientes da contração muscular, sendo que, além destas forças, também existe a atuação das forças externas como, a gravidade, resistência do ar e o atrito produzido no solo.

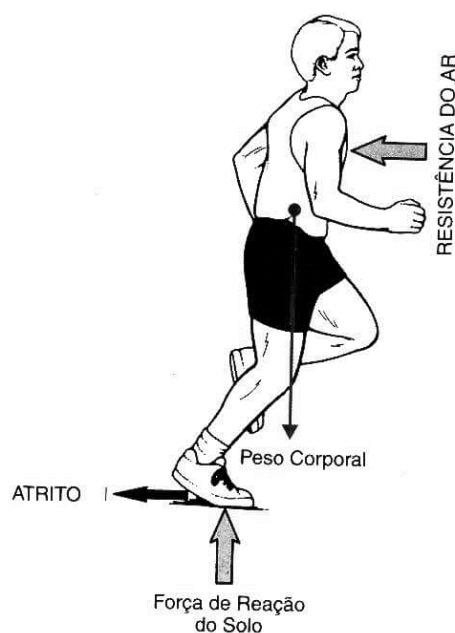


Figura 1 - Forças exercidas na corrida.

Adaptado de Arufe (2005)

Gual (1971) referiu que seria interessante ver os jogadores, de modalidades cuja corrida fosse o suporte principal da ação, interessarem-se pela técnica de corrida, pois “(...) quando se tiverem terminado os recursos das combinações táticas-coletivas, os treinadores devem fazer virar a sua atenção sobre a melhoria do rendimento individual”.

Gual (1971) cita Jorge Hegedus (sd) para referir que a velocidade da corrida advém do movimento alternado dos membros inferiores (MI), sendo que devemos considerar dois aspetos fundamentais: i) frequência da passada; ii) amplitude da passada. A intervenção realizada com o treino deve ter como objetivo o aumento da amplitude da passada ao mesmo tempo que se aumenta a frequência desta. Aumentar um em detrimento do outro de nada servirá, ou seja, não adianta aumentar a frequência de passos e diminuir a sua amplitude.

Para se “correr bem” é necessária uma adequada coordenação entre os elementos psico-motores envolventes da corrida, e é aqui que surge a técnica de corrida (Brusin, 2019). Brusin (2019) considera que, biomecanicamente, a corrida consiste num conjunto de gestos realizados com o propósito de percorrer uma determinada distância e organizados em séries de autoprojeção do corpo, com uma sequência harmónica de suspensões (balanço) e apoios alternados de um pé e do outro. É um movimento cíclico no qual duas passadas consecutivas constituem o ciclo do movimento.

A amplitude da passada depende essencialmente das características morfológicas (comprimento do membro inferior), da força e da qualidade técnica da corrida, sendo a frequência da passada determinada pelas características neuromusculares (Brusin, 2019).

O comprimento (amplitude) e a frequência da passada têm sido utilizados para descrever o comportamento da corrida e comparar os padrões de corrida. O comprimento da passada é definido como a distância percorrida durante dois toques sucessivos no solo com o mesmo pé, enquanto que a frequência da passada é o número de passadas por unidade de tempo, onde a velocidade é a resultante do produto entre a amplitude e a frequência da passada (Zatsiorsky, 2000).

A **Figura 2**, mostra o comportamento de ambas as variáveis, frequência e amplitude de passada, em função da velocidade da corrida.

Tanto o comprimento quanto a frequência aumentam com o incremento da velocidade. Em velocidades altas, o comprimento da passada mantém-se constante e até mesmo diminui, enquanto que a frequência se torna então responsável pelo aumento da velocidade da corrida.

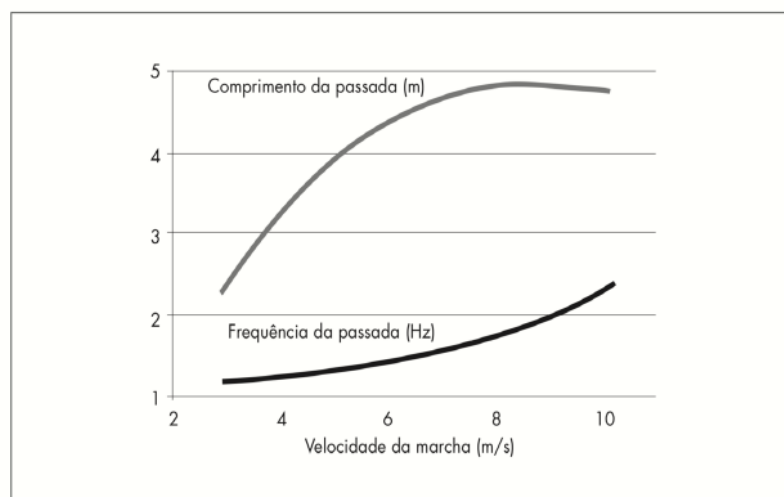


Figura 2 - Relação entre o comprimento e frequência da passada em função da velocidade da corrida.

Adaptado de Zatsiorsky (2000).

Tendo em conta o que foi mencionado anteriormente acerca da técnica de corrida, entende-se que o foco do estudo deve estar em duas componentes, a amplitude e a frequência de passada.

Segundo Abrantes (2001), os principais objetivos dos exercícios da técnica de corrida são: o aperfeiçoamento da técnica de corrida no sentido de garantir uma maior eficácia, assim como um menor desgaste energético, além da correção dos principais erros técnicos. São considerados como principais erros técnicos: a amplitude da passada não adaptada às características do atleta, o deficiente apoio do pé no solo, a flexão da perna de impulsão, uma postura incorreta, as deficientes trajetórias dos MI durante a fase de balanço/ recuperação e a ação descoordenada dos MS.

2.3.2. – Análise da Passada

A corrida humana permite ao corpo mover-se no ar entre apoios, onde os dois pés se encontram fora do solo, aproximadamente durante metade do tempo que a pessoa está a correr, e por isso, o passo pode ser consideravelmente mais comprido que o comprimento dos MI.

Para Ecker (1996), cada passo de corrida pode ser dividido em três fases distintas, qualquer que seja a velocidade:

- i. **Fase de condução (driving phase)** – O corpo está inclinado para a frente pela extensão da anca, do joelho e articulação do tornozelo do MI de condução. Esta fase continua até ao momento em que o pé de condução deixa o solo.
- ii. **Fase de recuperação (recovery phase)** – Os pés não estão em contacto com o solo, pois o pé de condução já deixou o solo bem atrás da projeção vertical do centro de massa do corpo do atleta.
- iii. **Fase de travagem (Braking phase)** – O pé oposto toca no solo ligeiramente à frente do centro de massa, causando um breve efeito de travagem. O corpo move-se para a frente até o centro de gravidade se ter movido para a frente do pé que está em contacto com o solo.

O ciclo da passada pode ainda ser dividido em duas fases, de acordo com a colocação dos MI, num dado momento da corrida: fase aérea, ou de voo, quando não há contacto com o solo; fase terrestre, ou de apoio, quando existe contacto de um dos pés com o solo (G. Arufe, 2005) . **(Figura 3)**



Figura 3 - Fases da técnica de corrida.

Adaptado de Neiva et al. (2018) – Universidade Beira Interior

A fase terrestre pode subdividir-se ainda em 3 subfases (M. Arufe, 2005):

i) Fase de apoio inicial – corresponde ao momento da corrida em que o atleta contacta o solo com o pé, no caso dos velocistas, com a parte anterior do mesmo, ligeiramente à frente da projeção vertical do centro de massa. A colocação dos apoios implica que os bordos internos dos pés sigam uma linha aproximadamente reta. **(Figura 4)**



Figura 4 - Fase de apoio inicial

ii) Fase de amortecimento – momento após a fase de apoio inicial terminar, quando a projeção vertical do centro de massa coincide com a vertical do apoio ou ligeiramente atrás deste. Durante esta fase, realiza-se uma contração excêntrica dos gêmeos e isquiotibiais, acumulando-se energia elástica que será utilizada posteriormente para a contração muscular concêntrica durante a fase de impulso. **(Figura 5)**

Para uma corrida eficaz, deve-se tentar diminuir o tempo desta fase através da colocação alta da anca e aligeiramento da flexão do MI em apoio de modo a minimizar a energia dissipada, aproveitando-a ao máximo para a fase seguinte da corrida.



Figura 5 - Fase de amortecimento

iii) Fase de impulsão – corresponde ao momento da corrida em que o centro de gravidade ultrapassa a base de suporte do apoio, terminando quando o pé perde o contacto com o solo. É durante esta fase que se produz mais força muscular, através da contração concêntrica da musculatura extensora e flexora dos MI da qual fazem parte o flexor plantar, gêmeo, solear, isquiotibiais, semitendinoso e semimembranoso, resultando na aceleração do corpo, e na elevação do centro de massa. (**Figura 6**)



Figura 6 - Fase de impulsão

iv) Fase aérea da passada – fase da corrida compreendida entre o momento em que o atleta perde o contacto com o solo, após a impulsão, até que o contacta novamente. Uma boa técnica de corrida, implica que a perna de impulsão seja, no momento imediatamente a seguir, ativamente puxada para a frente e para cima, aproximando o calcanhar dos glúteos. (**Figura 7**)



Figura 7 - Fase aérea da passada

Como nesta fase não há produção de força, resultando no decréscimo de velocidade, é aconselhável que não seja prolongada, havendo uma longitude ótima do voo. A trajetória do centro de gravidade vai depender da velocidade e do ângulo com que o atleta sai do solo, e segundo Nemtsev et al. (2015), o centro de gravidade deverá descrever um trajeto quase paralelo ao solo com um ângulo de saída de aproximadamente 5°.

2.3.3. – Componentes da Passada

De acordo com Arufe & Martinez (2005) , existem dois fatores importantes dos quais depende a velocidade de corrida e como tal deverão ser devidamente treinados para que se possa desenvolver uma técnica de corrida eficaz que leve a um gasto energético mínimo. Estes fatores são a frequência e a amplitude de passada. A passada é um salto compreendido entre dois contactos sucessivos com o solo do mesmo pé, a sua amplitude será a distância entre estes dois contactos sucessivos do mesmo pé. A frequência é traduzida como o número de passadas efetuadas por unidade de tempo (G. Arufe, 2005). Então, a velocidade de corrida é entendida como o produto da frequência pela amplitude de passada, havendo uma combinação ótima entre estes fatores para se atingir uma maior produção de velocidade.

2.3.4. – Frequência e amplitude da passada

Ecker (1996), menciona que o comprimento dos MI é um fator que influencia a frequência da passada, quanto mais baixo o atleta for, e consequentemente, possuir MI curtos, mais curto será o ciclo da passada, ou seja, ele entra em contacto com o solo mais rapidamente. Forçar um aumento antinatural da frequência vai produzir uma redução na amplitude da passada e consequentemente, a velocidade será menor. Assim, um dos focos do treino deverá ser no desenvolvimento da amplitude da passada (Ecker, 1996).

Por outro lado, Baughman (1984) sublinha o carácter hereditário da capacidade de produzir uma grande frequência da passada. Segundo o autor, a

aptidão que cada pessoa tem para mover os membros inferiores rapidamente, está diretamente relacionada com a quantidade e proporção das fibras de contração rápida e lenta existentes nos membros inferiores. Quanto maior for o número de fibras de contração lenta (fibras vermelhas), maior será a apetência aeróbia, sendo que o atleta terá uma melhor performance nas provas de longa distância. O mesmo autor refere que a influência de fatores biomecânicos, como a importância de aproximar o calcanhar o mais possível dos glúteos na fase de recuperação da passada de maneira a reduzir a alavanca mecânica, irá aumentar a velocidade angular e, portanto, a frequência.

$\text{Velocidade} = \text{Comprimento da passada} \times \text{Frequência da passada}$
$\text{Frequência da passada} = \frac{\text{N}^{\circ} \text{ de passadas}}{\text{Tempo}}$
$\begin{aligned} \text{Comprimento da passada} \\ = \text{Distância entre dois apoios consecutivos com o mesmo pé} \end{aligned}$

Figura 8 - Figura ilustrativa das fórmulas da Velocidade, Frequência da passada e Comprimento da passada.

Adaptado de Baughman (1984).

A amplitude da passada está relacionada com a distância que a anca percorre em cada passada, não estando esta relacionada com os apoios, visto que o seu aumento propositado e realizado de forma antinatural irá apenas prejudicar a performance (Cunningham, 2001). O atleta não deve procurar aumentar o comprimento da sua passada forçando um apoio mais avançado, isso irá causar um aumento das forças de travagem. A melhoria da amplitude da passada deve surgir de um aumento da aplicação da força no solo, que é apenas conseguido com o desenvolvimento da força dos MI.

No entanto, a amplitude da passada não pode exceder um comprimento ótimo, pois iria aumentar em demasia a fase aérea da corrida, resultando assim num decréscimo prejudicial da frequência da passada (G. Arufe, 2005).

Tellez (1994), foca a importância da flexibilidade na capacidade de realizar uma passada ampla, afirmando que se a perna estiver livre para realizar toda a amplitude articular, facilmente produz uma ótima amplitude da passada.

2.4. – Biomecânica da Corrida

2.4.1. – Métodos de Análise Biomecânica da Corrida

Durante as fases de apoio e balanço, e as suas subfases, ocorrem diversos fenómenos que são estudados e interpretados normalmente através da análise biomecânica. Existem quatro grandes áreas de investigação para se realizar a análise biomecânica: cinemetria, antropometria, dinamometria e eletromiografia (Amadio, 2011). Para este estudo, e os objetivos que este visa, pretende-se realizar uma análise com base na cinemetria e na dinamometria.

Segundo Winter (2004), a cinemetria procura, através das suas variáveis, descrever o movimento independentemente das forças que estão na sua origem, ou seja, segundo Amadio (2011), procura determinar variáveis como a posição, a velocidade ou a aceleração (lineares e angulares) e o deslocamento dos segmentos do corpo humano. Os mesmos autores identificam como meios de análise câmaras de vídeo, sistemas optoelectrónicos, acelerómetros e electrogoniómetros. Neste estudo, a recolha de dados cinemáticos será realizada através de câmaras de vídeo e infravermelhos.

Este tipo de análise é realizado mais frequentemente em 3D, e requer a utilização de pelo menos 2 câmaras. Estas precisam de ser calibradas para ser possível realizar o cálculo preciso das relações entre o sistema de eixos tridimensional (referencial de laboratório) e os marcadores utilizados nos objetos em estudo. Durante a recolha, os marcadores têm de ser vistos pelo menos por duas câmaras, para que possa ser possível realizar a reconstrução de uma forma precisa (Whittle, 2007).

A Dinamometria, estuda as forças que causam o movimento, sejam estas internas ou externas ao corpo (Winter, 2004). Tendo em conta que a medição das forças internas implica métodos invasivos, esta área da biomecânica debruça-se mais na medição das forças externas (Amadio, 2011).

A plataforma de forças serve para a medição da força de reação do solo (FRS) durante o contacto do sujeito em estudo com a mesma. Este estudo é importante na identificação e avaliação das alterações da marcha. Enquanto as forças de um objeto / sujeito são aplicadas na plataforma, transdutores existentes no interior desta medem pequenas oscilações que possam ocorrer na superfície da plataforma nas três direções ortogonais.

Os dados analógicos recolhidos pela plataforma são, normalmente, convertidos para um formato digital e transferidos para o computador. As recolhas durante a realização da corrida só são válidas quando um pé realiza contacto completo com o solo /plataforma. O output emitido pela plataforma permite uma análise de três componentes da FRS, bem como a análise da magnitude e direção da força resultante (Butterfly Diagram), os momentos de força nas três direções e as coordenadas do centro de pressão (White, 2005; Whittle, 2007). As plataformas de forças também são utilizadas para a avaliação do equilíbrio bem como de oscilações posturais, pontos importantes na avaliação neurológica (Whittle, 2007).

2.4.2. – Amplitude do Movimento Articular

A amplitude do movimento articular é medida através de uma análise cinemática do movimento. A amplitude dinâmica serve para descrever o movimento articular ao longo do ciclo de marcha ou corrida desde os ângulos máximos até aos mínimos, bem como amplitudes articulares em certos momentos do ciclo. Segundo Perry (2005) e Whittle (2007), a maioria dos movimentos realizados na corrida ocorrem no plano sagital, pelo que esse é o plano estudado mais frequentemente.

Atualmente, o método mais frequente para captar o movimento humano tridimensional exige um ambiente laboratorial e a aplicação de marcadores refletivos, ou sensores na pele, colocados nos segmentos corporais (Mundermann, 2006). O movimento desses marcadores é usado para deduzir o movimento relativo entre dois segmentos, tendo por objetivo definir amplitudes do movimento das articulações, resultando em dados como os da **Figura 9**.

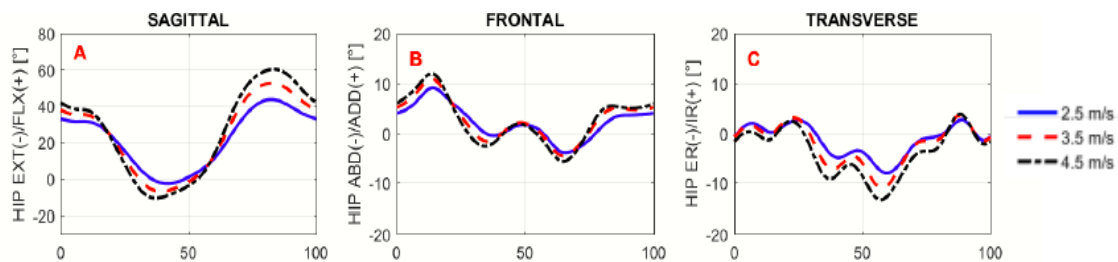


Figura 9 – Evolução durante o tempo dos ângulos da articulação da anca nos diversos planos. Adaptado de Fukuchi et al. (2017).

2.4.3. – Força de Reação do Solo (FRS)

Entre as utilizações da biomecânica na prática de desporto, uma das mais estudadas é a influência no aparelho locomotor dos impactos no solo. O pé é submetido a forças procedentes do peso corporal e do calçado, deformando-se (Calais-Germain, 2010). De um modo geral, quanto maior for a FRS maior será o custo energético, ou seja, quanto maiores forem as componentes de força envolvidas, mais intenso será o contributo muscular necessário para controlar os movimentos dos MI e estabilizar a posição do corpo durante a fase de apoio, implicando uma maior solicitação metabólica dos músculos envolvidos (Paiva, 2002).

Novacheck (1998) e Nigg (1997) afirmam que a corrida é considerada como um agente agressor nos tecidos biológicos, mesmo tendo estes a capacidade de se adaptar, dependendo do nível de estresse a que são submetidos. Quando este atinge valores para além do seu limiar de adaptação ocorre um aumento da incidência de lesões. Isto é provocado pelo impacto no solo e pelas respetivas implicações nas estruturas passivas, articulações e ossos, e nas estruturas ativas como os músculos, tendões e fásia plantar.

No pico inicial do impacto com o solo, essas estruturas não absorvem todo o impacto; o corpo adapta-se transferindo parte da energia elástica que foi acumulada para regiões proximais, como a estrutura ativa do quadríceps que contribui para a propulsão. A componente vertical da FRS ao entrar em contacto com o solo na marcha é de 1.0 a 1.5 vezes o peso corporal do sujeito (**Figura 10**) e na corrida é de 2.0 a 3.5 vezes (Cavanagh & Lafortune, 1980). Para além disso,

para amenizar esse impacto com o solo o corpo faz uma prono-supinação, na articulação subtalar coordenada com uma flexão e extensão dos joelhos, isto acompanhado pela rotação da tibia (Soares, 2016).

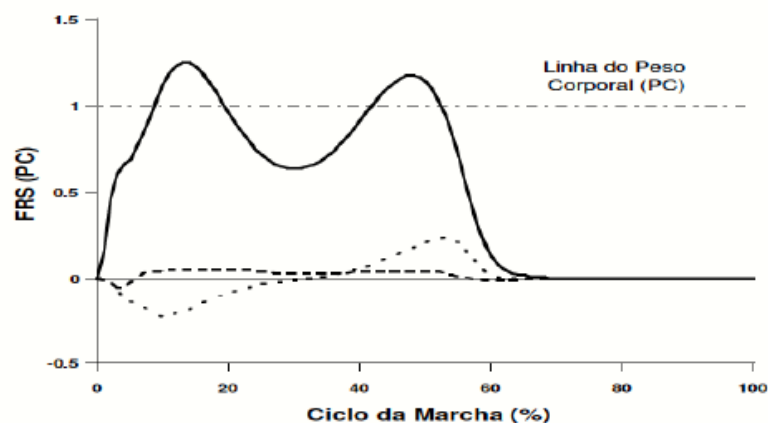


Figura 10 - Componente da FRS durante o ciclo de marcha. *Componente vertical (linha contínua), horizontal ântero-posterior (linha pontilhada) e horizontal médio-lateral (linha tracejada) da FRS normalizadas pelo peso corporal durante o ciclo de marcha. Adaptado de Barela & Duarte (2011).*

A FRS é uma resposta da resistência oferecida por uma superfície, baseando-se no princípio da ação e reação (Terceira Lei de Newton); essa força resulta de uma componente de impacto externo ao corpo e outro interno ao corpo, sendo o pico de força externa influenciada pela dureza da sola do calçado, do solo e pela velocidade; a força do impacto interno está relacionada com os picos de força de impacto nas estruturas músculo-esqueléticas do corpo (Soares, 2016).

A FRS é um vetor de força que se decompõe em componentes para fins de análise, num sistema de coordenadas ortogonais tridimensionais, onde essas componentes são definidos de acordo com a Sociedade Internacional de Biomecânica (ISB), como uma coordenada fixa no solo com o eixo Y para cima e paralelo com o campo de gravidade e os eixos X e Z num plano perpendicular ao eixo Y (Wu & Cavanagh, 1995).

Os registros da componente de força são colocados numa escala e divididos pelo peso corporal – normalização dos valores de FRS ao peso corporal dos sujeitos. Por outro lado, a FRS pode ser dividida pela massa corporal e o resultado é expresso em Newton por quilograma de massa corporal (N/kg). A magnitude da FRS é maior na corrida do que na caminhada, pois varia de acordo com a

velocidade adotada. Na marcha e corrida, das 3 componentes da FRS a componente vertical (F_z) é a que tem maior magnitude (Soares, 2016).

A FRS pode ser relacionada com as forças básicas de peso e de atrito. A componente vertical (F_z) está relacionada com a força de peso e as componentes ântero-posterior (F_y) e médio-lateral (F_x) com a força de atrito, por terem uma ação paralela à superfície do solo (Hamill, 2012).

A componente vertical (F_z), é a que apresenta a maior intensidade durante a corrida e sofre grande influência da ação da força de gravidade. O registo e discussão dos valores de força máxima (picos de força), os de depleção de força (queda da força) e os de tempo de ocorrência para os maiores e menores valores da força no movimento são observados, com o objetivo de caracterizar e aprender a controlar o impacto do movimento. Para a corrida é essencial conhecer o valor do primeiro pico de força (F_{z1}) da componente vertical da FRS, o tempo para alcançar este pico (Δt_{Fz1}), o gradiente de crescimento de F_{z1} e o valor do segundo pico de força (F_{z2}) da componente vertical da FRS (Amadio & Duarte, 1996; Nigg & Segesser, 1992).

A componente vertical da FRS na marcha tem uma característica bimodal: dois picos separados e um vale entre ambos (Amadio, 2000; Hamill, 2012). Na corrida, a componente vertical depende da forma de aterragem do pé com o solo (Hamill, 2012). O contacto inicial do calcanhar produz uma curva com dois picos perceptíveis, sendo o primeiro imediatamente após a aterragem, que é denominado de pico de impacto; o segundo pico é o de maior magnitude, acontece durante o apoio médio, e normalmente é maior que o primeiro pico. Nele, os músculos trabalham ativamente para dar impulsão ao corpo para fora do solo (**Figura 11**).

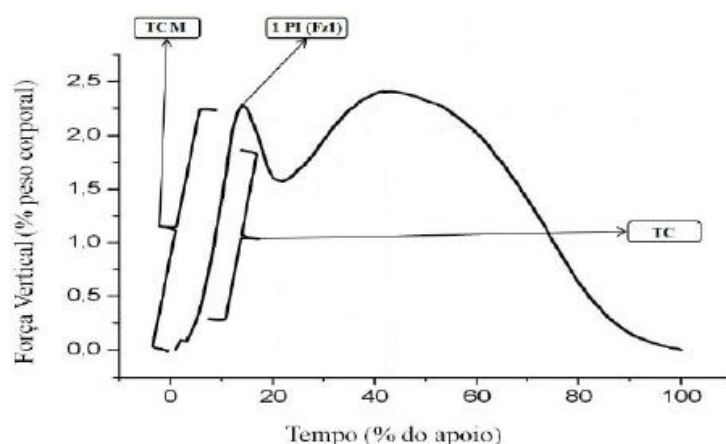


Figura 11 - Representação das variáveis da componente vertical da FRS durante a fase de apoio da corrida. PI (Fz1) - Primeiro pico de impacto da força; TC: taxa de carga (valores a 20 e 80% do tempo até ao primeiro pico) e TCM: Taxa de carga mínima (valores do início do contacto (0%) e primeiro pico (100% do tempo)). Adaptado de Ribeiro (2013).

A componente ântero-posterior está relacionada com a eficiência do deslocamento horizontal de um determinado momento, sendo que, quando há um movimento é fundamental haver a propulsão do corpo para a frente. Esta é semelhante tanto na marcha como na corrida, mas com magnitudes diferentes. Na marcha a magnitude é de 0.15 do peso corporal, na corrida 0.5, sendo que na primeira metade do apoio a componente é negativa e na segunda metade é positiva (Hamill, 2012; Hintermann & Nigg, 1998).

A componente médio-lateral, diz respeito à curva que identifica os movimentos de supinação e pronação do movimento e à deslocação lateral ou mudanças de direção. Normalmente, no início do apoio, o peso do corpo posiciona-se na parte posterior e lateral do pé (movimento de supinação), e de seguida, o peso do corpo é transferido para toda a região plantar, sendo que o peso corporal fica na parte anterior e medial do pé (movimento de pronação). Esta não possui uma padronização inequívoca para diferentes indivíduos, devido ao posicionamento dos artelhos para dentro (adução do antepé), ou para fora (abdução do antepé), sendo necessário associar às plataformas um registo de imagens do contacto do pé com o solo para se conseguir uma interpretação da ação.

Essa magnitude da componente médio-lateral da FRS na marcha é perto de 0.01 do peso corporal e na corrida vai até 0.1 do peso corporal (Hamill, 2012; Hintermann & Nigg, 1998; Nigg, 2001).

2.4.4. – Padrão da passada

Segundo Altman & Davis (2012), 75% dos corredores têm o contacto inicial com o solo através do calcanhar, conhecido como padrão de retropé, provavelmente devido ao grande amortecimento produzido aí pelo calçado. Vinte e quatro por cento dos corredores possuem contacto de mediopé, e 1% o impacto inicial com o antepé (Altman & Davis, 2012). Segundo Larson et al. (2011) 88.9% dos corredores atacam o solo inicialmente com o retropé, 3.4% com o mediopé e 1.8% com o antepé.

Autores como Altman & Davis (2009); Cavanagh (1980); Lieberman (2010); Williams (2000), relatam as consequências do impacto inicial que precede o pico de propulsão, originando altas taxas de impacto inicial, e muito frequente no padrão de retropé. Porém, os corredores que possuem o contacto inicial com o antepé são capazes de eliminar esse impacto através da contração excêntrica da musculatura dos gêmeos reduzindo significativamente o impacto típico do retropé. Isto resulta num comprimento curto da passada com o pé de apoio, ficando este menos avançado e mais próximo da projeção vertical do centro de massa, reduzindo assim o braço no momento da FRS para a anca e o joelho, reduzindo também os momentos de força registados habitualmente nestas articulações (Altman & Davis, 2009).

A velocidade da corrida depende da variação da frequência e amplitude da passada, ambos os parâmetros são influenciados por componentes temporais da passada, amplitude dos movimentos articulares do MI e pelos torques exercidos nas articulações, porém, o grau de habilidade na corrida também exerce um grande papel no padrão da passada desenvolvido pelos corredores em diferentes velocidades (Nigg, 2001).

Capítulo 3 – Objetivos e Hipóteses

3.1. – Objetivos e Hipóteses

3.1.1. – Objetivos Gerais

O presente estudo tem como objetivo, através da biomecânica, comparar, analisar e verificar as alterações cinemáticas da passada na corrida entre invisuais e normovisuais.

3.1.2. – Objetivos Específicos

Os objetivos específicos deste estudo serão os seguintes:

- i. Comparar as variáveis cinemáticas da corrida (linear e angular) entre os indivíduos invisuais e normovisuais;
- ii. Comparar as variáveis cinéticas da corrida (força de reação do solo) entre os indivíduos invisuais e normovisuais.

3.1.3. – Hipóteses

De acordo com os objetivos enunciados, formulamos as seguintes hipóteses:

Hipótese 1: Existem diferenças na frequência da passada e na amplitude da passada dos invisuais para os normovisuais;

Hipótese 2: Existem diferenças no tempo de voo e no tempo de apoio na corrida dos invisuais para os normovisuais;

Hipótese 3: Existem alterações no complexo articular tronco/coxa, coxa/perna e perna/pé dos invisuais para os normovisuais;

Hipótese 4: Existem diferenças dos invisuais para os normovisuais em todas as componentes da FRS.

Capítulo 4 – Material e Métodos

4.1. – Material e Métodos

Nesta fase será apresentada a tabela metodológica onde assenta o presente trabalho, sendo também realizada uma caracterização da amostra, dos materiais utilizados, variáveis analisadas e a análise estatística aplicada.

4.1.1. – Caracterização da amostra

A amostra deste estudo foi constituída por 4 indivíduos invisuais (2 do sexo masculino e 2 do sexo feminino) e 5 normovisuais (5 do sexo masculino), com idades compreendidas entre 19 e 64 anos (**Tabela 4**).

Tabela 4- Caracterização da amostra: de idade, altura, massa e IMC.

	Invisuais	Normovisuais
Idade (anos)	36,25 ± 20,69	24,80 ± 2,59
Altura (m)	1,67 ± 0,05	1,79 ± 0,05
Massa (kg)	66,75 ± 11,35	74,80 ± 16,21
IMC	23,94 ± 2,64	21,75 ± 4,44

Os participantes foram selecionados por voluntariedade e disponibilidade de horários, sendo uma amostra de conveniência, onde participaram aqueles que tinham disponibilidade para se deslocar ao local de realização dos testes e recolhas. O grupo foi criado a partir da aceitação por parte dos voluntários de participar no estudo e da sua disponibilidade para a realização do teste, tendo como requisito principal pertencer aos conselhos do Porto e Vila Nova de Gaia.

Como critérios de exclusão, foi tido em conta a existência de outras patologias / deficiências como por exemplo, a paralisia cerebral, autismo, deficiência motora, dificuldade de movimentação, perturbação do desenvolvimento intelectual e lesões.

Alguns dos voluntários para o grupo dos invisuais tinham uma idade muito superior ao pedido e tiveram de ser excluídos da amostra pois não queríamos comprometer a integridade física de nenhum deles.

Todos os voluntários foram informados sobre o propósito do protocolo experimental do estudo. Os mesmos forneceram e assinaram um consentimento informado, esclarecido e livre por escrito (impresso e em braille) antes do início da investigação (Anexo).

4.1.2. – Instrumentos

Para a observação e análise cinemática do movimento foram utilizados os seguintes instrumentos:

1. Tapete Rolante instrumentado

Para a realização deste estudo foi utilizado um tapete rolante com duas plataformas de forças (AMTI: Force-Sensing Tandem Treadmill) para a obtenção da FRS (**Figura 12**).

Este equipamento possui dois tapetes rolantes e por baixo de cada um deles há uma plataforma de forças. Dispõe de velocidades de 0 a 20 km/h ajustáveis por computador em incrementos de 0,6 km/h, elevação de inclinação de até 25% e suporta uma força vertical de 8880N e 4500N na horizontal.

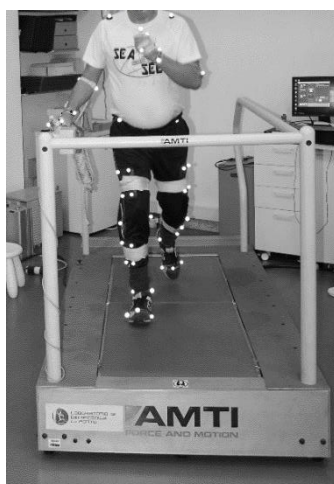


Figura 12 - Tapete rolante com Plataforma de Forças montadas em linha – AMTI

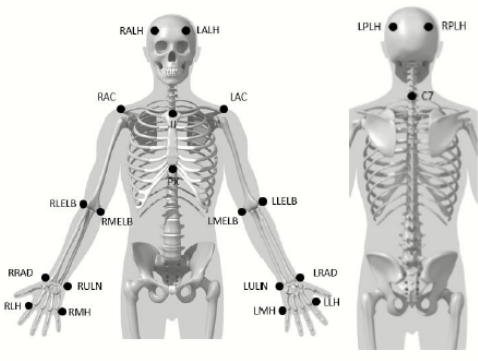
2. Sistema 3D de Captura de Movimento

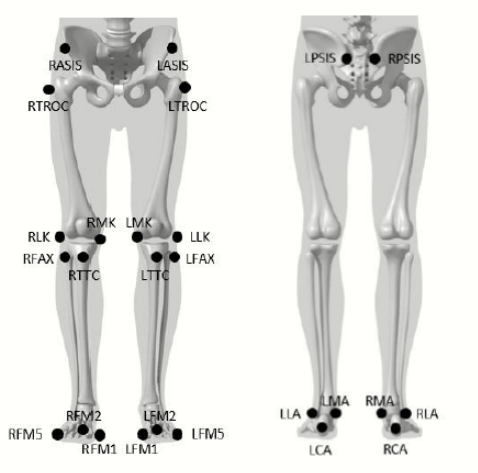
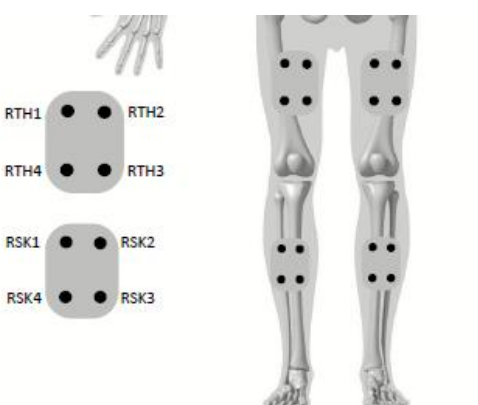
Os dados cinemáticos foram obtidos através da recolha de imagens 3D a partir de oito câmaras (Qualisys 3D Motion Capture System) de captura e análise de movimento 3D (**Figura 13**). A principal característica deste sistema é a capacidade de detetar e calcular as posições de marcadores refletivos fixados no corpo da pessoa com elevada precisão.

Foram utilizados 55 marcadores refletivos nas pessoas e colocados de forma bilateral nos MI e MS nos pontos anatómicos mostrados na **Figura 14**.



Figura 13 – câmara Oqus do sistema Qualisys 3D Motion Capture System.

Thorax, Head and Upper Limbs Markers		Marker Name	Location	Static (21)	Dynamic (21)
		RALH	Approximately over the temple and preferably aligned with the lateral commissure of the eye	X	X
		LALH		X	X
		RPLH	Over the Occipital bone and at the same level as RALH and LALH on the frontal and sagittal plane	X	X
		LPLH		X	X
		RAC	Acromial edge of the scapula	X	X
		LAC		X	X
		C7	7 th Cervical Vertebrae	X	X
		U	Jugular Insertion/Notch of the Sternum	X	X
		PX	Xiphoid Process of the Sternum	X	X
		RLELB	Lateral Epicondyle of the Humerus	X	X
		LLELB		X	X
		RMELB	Medial Epicondyle of the Humerus	X	X
		LMELB		X	X
		RRAD	Radio-Styloid Process	X	X
		LRAD		X	X
		RULN	Ulna-Styloid Process	X	X
		LULN		X	X
		RLH	Lateral portion of the 5 th metatarsal head	X	X
		LLH		X	X
		RMH	Medial portion of the 5 th metatarsal head	X	X
		LMH		X	X

Lower Limbs Markers		Marker Name	Location	Static (26)	Dynamic (16)
		RASIS	Anterior Superior Iliac Spine	X	X
		LASIS		X	X
		RPSIS	Posterior Superior Iliac Spine	X	X
		LPSIS		X	X
		RTROC	Trochanter	X	
		LTROC		X	
		RFLE	Lateral Epicondyle of the Femur	X	
		LFLE		X	
		RFME	Medial Epicondyle of the Femur	X	
		LFME		X	
		RFAX	Proximal tip of the head of the Fibula	X	
		LFAX		X	
		RTTC	Most anterior portion of the Tibia Tuberosity	X	
		LTTC		X	
		RLA	Lateral prominence of the lateral Malleolus	X	X
		LLA		X	X
		RMA	Medial prominence of the lateral Malleolus	X	X
		LMA		X	X
		RCA	Distal end of the posterior aspect of the Calcaneus. Should be vertically aligned with FM2.	X	X
		LCA		X	X
		RFM1	Lateral aspect of the 1 st metatarsal head	X	X
		LFM1		X	X
		RFM2	Dorsal aspect of the 2 nd metatarsal head. Calcaneus marker should be vertically aligned.	X	X
		LFM2		X	X
		RFM5	Lateral aspect of the 5 th metatarsal head	X	X
		LFM5		X	X
		RSK1			
		RSK2			
		RSK3			
		RSK4			

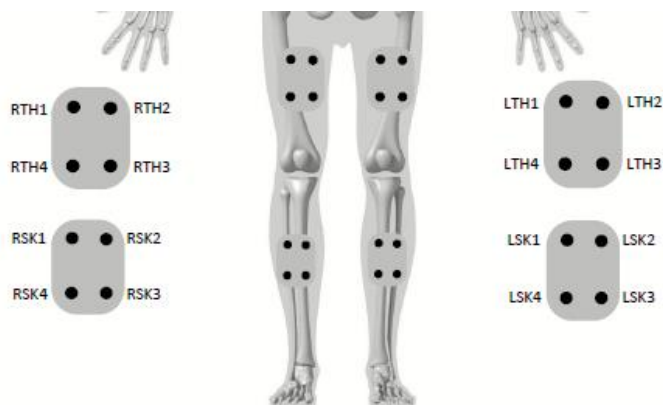


Figura 14 - Marcadores (Corpo inteiro) - LABIOMEF

A sincronização das câmaras com o sistema do tapete rolante instrumentado foi realizada através de um conversor analógico-digital. O software usado para processamento de imagem e integração da FRS foi o Visual3D, que permite a identificação e digitalização automática das coordenadas, o tratamento e a análise de dados. Com isso, obtiveram-se as seguintes variáveis cinemáticas durante a realização da corrida: (1) Pélvis - ângulo de anteversão/retroversão, ângulo de flexão/extensão, ângulo de rotação direita/esquerda; (2) Quadril – ângulo de flexão/extensão, ângulo de abdução/adução, ângulo de rotação interna/externa; (3) Joelho – ângulo de flexão/extensão, ângulo de abdução/adução, ângulo de rotação interna/externa; (4) Tornozelo – ângulo de dorsiflexão/plantiflexão, ângulo de eversão/inversão; ângulo de pronação/supinação; (5) tempo da passada; (6) tempo de apoio; (7) tempo de balanço; (8) tempo de ciclo; (9) componente ântero-posterior da FRS; (10) componente médio-lateral da FRS; (11) componente vertical da FRS.

4.2. – Procedimentos

4.2.1. – Procedimentos de Recolha de dados

A sessão de avaliação foi composta por três partes em sequência:

- 1) Anamnese
 - Recolha de dados pessoais
 - Questões de Saúde
- 2) Antropometria
 - Colocação dos marcadores
- 3) Análise biomecânica da corrida
 - Explicação dos procedimentos do teste
 - Familiarização com a passadeira e as velocidades do tapete rolante
 - Teste

Na anamnese, obtiveram-se os dados pessoais, tais como, o nome (primeiro e último), idade, altura, peso, profissão, que tipo de visão tinha (normovisual ou invisual), se tinha algum problema de saúde e se praticava algum tipo de atividade física e desportiva. Após a recolha de dados, procedemos à marcação dos pontos de referência das principais proeminências ósseas e articulares com os marcadores refletos. Estes marcadores refletos tinham um bordo negro de 5cm de diâmetro, para contrastar com a esfera branca, de 12,5mm de diâmetro, colada no centro.

Na sequência, foi dada uma explicação de todos os procedimentos do teste e as velocidades a que iam ser testados, seguindo-se uma familiarização prática.

Após a familiarização com a passadeira rolante a diferentes velocidades, demos início ao teste. O avaliado começou por realizar dois tipos de marcha, lenta (2 km/h) e rápida (4 km/h), seguindo-se dois tipos de corrida: lenta (6 km/h) e rápida (8 km/h). O teste teve uma duração de aproximadamente 8-10 minutos. Tendo o teste acabado, a velocidade da passadeira foi reduzida para que o avaliado pudesse sair da mesma com segurança.

A marcha e a corrida lenta foram realizadas para proporcionar mais um momento de familiarização com a passadeira rolante e para incremento da confiança no movimento. A análise de resultados ocorreu apenas para a corrida rápida.

4.3. – Análise Estatística

Foi utilizada a média e desvio padrão para a análise descritiva. A verificação da normalidade dos dados foi realizada através do teste de *Shapiro-Wilk*. Para a comparação das variáveis entre os grupos foi utilizado o teste não-paramétrico *Mann-Whitney* uma vez que os dados não apresentam distribuição normal. Foi adotado o nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$) e os testes foram realizados com o software estatístico SPSS *Statistics* para Windows, Versão 25.0 (IBM, Chicago, IL, USA).

4.4. - Apresentação de Resultados

Como referido anteriormente, a análise dos dados ocorreu apenas para a corrida rápida. Os resultados poderão ser afetados dado que os invisuais não se sentiam seguros, nem à vontade para realizarem o teste de corrida nem de marcha sem o apoio a um objeto, ou a uma barra, e por isso só conseguiram realizar o teste de corrida tendo a mão no apoio da barra do lado direito do tapete rolante, ver Figura 12.

4.4.1. – Variáveis Cinemáticas e Cinéticas

Nas **tabelas 5 e 6** são apresentados os valores da média ($\pm$ DP) dos parâmetros espaciotemporais para os invisuais e normovisuais durante a corrida rápida (8km/h) e o resultado do teste de *Mann-Whitney*.

Tabela 5 - Cinemática linear dos invisuais e normovisuais.
Parâmetros, média, desvio-padrão e valores de prova.

Parâmetros	Invisual	Normovisual	<i>p</i>
Velocidade (m/s)	2,22 $\pm$ 0,002	2,22 $\pm$ 0,001	0,902
Largura do passo (m)	0,07 $\pm$ 0,06	0,09 $\pm$ 0,01	0,462
Comprimento Passada (m)	1,56 $\pm$ 0,15	1,65 $\pm$ 0,12	0,902
Tempo de Ciclo (s)	0,70 $\pm$ 0,07	0,74 $\pm$ 0,05	0,806
Tempo de Voo (s)	0,04 $\pm$ 0,01	0,05 $\pm$ 0,01	0,266

Na **tabela 5**, pode-se verificar que ambos os grupos apresentam resultados semelhantes na velocidade (imposta pela passadeira rolante), porém, na largura do passo, no comprimento da passada, tempo de ciclo e tempo de voo, os **invisuais** apresentam resultados inferiores aos **normovisuais**. Apesar das diferenças observadas, estas não apresentam diferenças estatisticamente significativas (em todos os casos $p > 0,05$).

Tabela 6 - Cinemática linear do MI Direito e do MI Esquerdo.
Parâmetros, média, desvio-padrão e valores de prova.

Parâmetros	Lado Direito			Lado Esquerdo		
	Invisual	Normovisual	<i>p</i>	Invisual	Normovisual	<i>p</i>
Comprimento do passo (m)	0,61 ± 0,41	0,84 ± 0,06	0,806	0,59 ± 0,39	0,81 ± 0,05	0,806
Tempo do Passo (s)	0,35 ± 0,04	0,37 ± 0,03	0,902	0,34 ± 0,02	0,36 ± 0,02	0,712
Tempo de Apoio (s)	0,30 ± 0,02	0,31 ± 0,03	1	0,29 ± 0,05	0,32 ± 0,05	0,327
Tempo de Balanço (s)	0,40 ± 0,05	0,42 ± 0,02	0,902	0,4 ± 0,03	0,42 ± 0,03	0,327
Tempo de Ciclo (s)	0,70 ± 0,07	0,74 ± 0,5	0,624	0,70 ± 0,07	0,74 ± 0,05	0,624
Passos por minuto (nº)	169,98 ± 21,02	160,44 ± 13,77	0,624	173,28 ± 13,92	171,19 ± 19,62	0,624
Passadas por minuto (nº)	85,67 ± 8,48	80,87 ± 6,47	0,624	85,70 ± 8,50	80,88 ± 6,48	0,806
Tempo de Voo (s)	0,04 ± 0,01	0,05 ± 0,01	0,007*	0,05 ± 0,01	0,05 ± 0,02	0,219

Na **tabela 6**, pode-se verificar que os **invisuais** apresentam valores inferiores aos **normovisuais**, tanto do lado direito como do lado esquerdo, exceto nos passos por minuto e nas passadas por minuto, onde apresentam um número superior em relação aos **normovisuais**. Tendo em conta que o tempo de ciclo é mais curto nos **invisuais**, este acaba por influenciar outros parâmetros como o comprimento de passo, passos por minutos e as passadas por minuto. Apesar das diferenças observadas, estas não são estatisticamente significativas ($p > 0,05$).

O parâmetro que apresenta diferenças estatisticamente significativas é o tempo de voo no lado direito, em que o grupo dos **invisuais** apresentam valores inferiores ao dos **normovisuais** ($\bar{x}=0,01$, $\mu=0,01$, $p=0,007$ – onde $\bar{x}$ é a média e μ a mediana).

4.4.2. – Análise das Amplitudes de Movimento

Os ângulos são expressos relativamente ao ângulo com a articulação em “posição neutra”, neste caso, com a posição anatómica de referência, onde o corpo está ereto e em posição bípede, cara virada para a frente e com o olhar dirigido para o horizonte, membros superiores estendidos ao longo do corpo e com as palmas das mãos viradas para a frente e membros inferiores sensivelmente à largura dos ombros com as pontas dos pés viradas para a frente. Na Figura 15 são mostradas as convenções para os ângulos nas diversas articulações.

Na **tabela 7**, são apresentados os ângulos articulares, relativamente à pélvis, anca, joelho e tornozelo do MI direito e do MI esquerdo nos diferentes planos, sagital, frontal e transversal, nos seguintes instantes: início do contacto (**CIPD/CIFE**), meio do apoio (**AMD/AME**), retirada (**RTD/RTE**) do pé do solo durante a corrida rápida (8km/h).

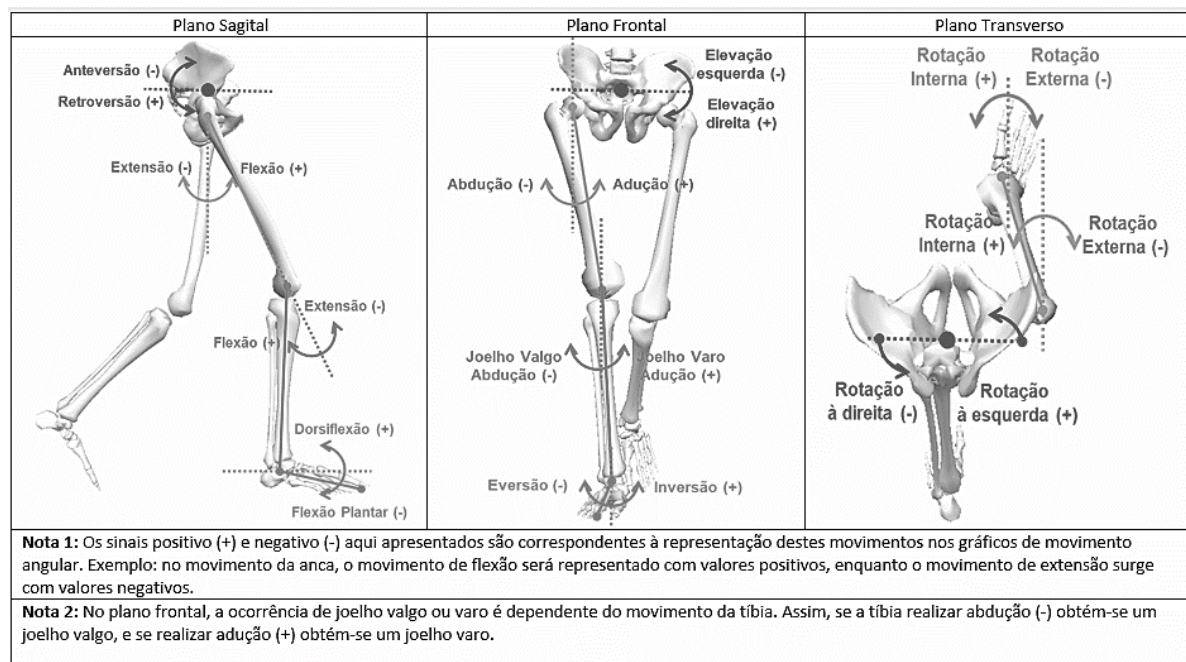


Figura 15 - Medição dos ângulos - LABIOMEPP

Tabela 7 - Ângulos articulares no início, meio e fim da fase de apoio dos MI Direito e Esquerdo.

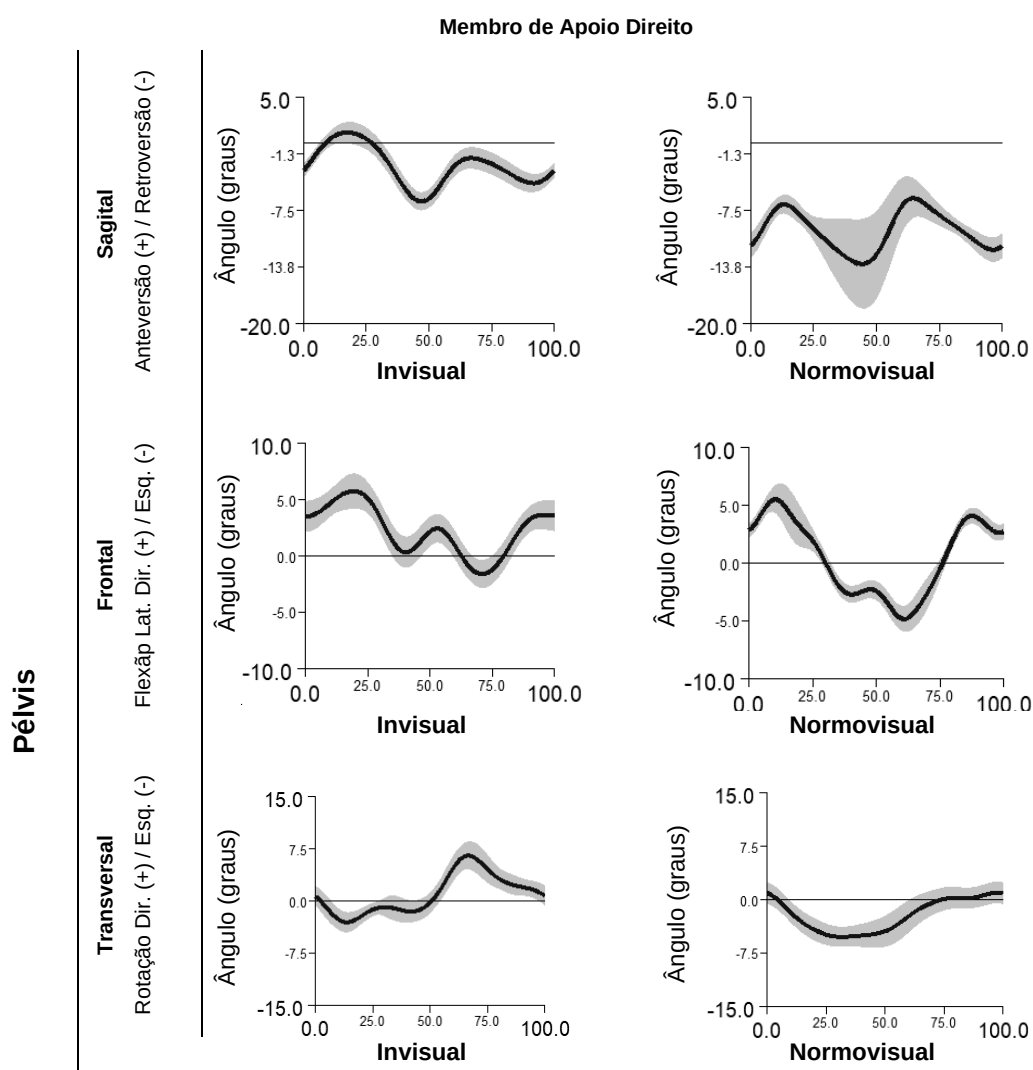
Ângulos articulares, instantes, planos, média, desvio-padrão e valores de prova. Ver Figura 15 para convenção de ângulos e sinais.

Lado Direito					Lado Esquerdo				
		Invisual	Normovisual	p			Invisual	Normovisual	p
Plano Sagital									
Pélvis	CIPD	-4,6 ± 2,7°	-8,4 ± 4,7°	0,014*	Pélvis	CIPE	-6,1 ± 2,5°	-8,8 ± 6,3°	0,462
	AMD	-0,9 ± 3,1°	-4,4 ± 5,3°	0,05*		AME	-0,7 ± 2,6°	-3,6 ± 4,9°	0,221
	RTD	1,1 ± 13,1°	-9,2 ± 6,3°	0,221		RTE	-5,4 ± 2,1°	-8,6 ± 5°	0,327
Anca	CIPD	26,6 ± 3,2°	21,3 ± 5,3°	0,221	Anca	CIPE	27,4 ± 4,5°	22 ± 7,3°	0,327
	AMD	8,6 ± 3,7°	3,7 ± 7,1°	0,327		AME	14,6 ± 9,7°	3,4 ± 6,4°	0,221
	RTD	-7,9 ± 7,5°	-11,8 ± 4,9°	0,014*		RTE	-9,1 ± 4°	-11,4 ± 3,3°	0,624
Joelho	CIPD	21,4 ± 4,9°	13,7 ± 4,5°	0,05*	Joelho	CIPE	22,6 ± 5,2°	14,6 ± 6,6°	0,086
	AMD	40,9 ± 6,4°	32,5 ± 4,4°	0,05*		AME	56,9 ± 21,8°	34,8 ± 4,7°	0,014*
	RTD	24,7 ± 12,4°	18 ± 6°	0,086		RTE	29,1 ± 7°	23 ± 6,3°	0,221
Tornozelo	CIPD	14,9 ± 18,3°	10,5 ± 6,4°	0,327	Tornozelo	CIPE	10,7 ± 7,4°	13,9 ± 4,4°	0,806
	AMD	32,2 ± 13,1°	25,2 ± 3,7°	0,086		AME	25,1 ± 12,8°	28,6 ± 3°	0,806
	RTD	8,4 ± 25,2°	-5 ± 10,7°	0,462		RTE	1,7 ± 6,9°	-2,3 ± 10,4°	0,221
Plano Frontal									
Pélvis	CIPD	2,2 ± 1,8°	3,4 ± 3,6°	0,806	Pélvis	CIPE	-0,9 ± 3,4°	-1,3 ± 3,9°	0,327
	AMD	4,1 ± 1,9°	1,9 ± 1,8°	0,142		AME	-1,4 ± 4,4°	-0,9 ± 2,8°	0,142
	RTD	-0,6 ± 3,8°	-2,2 ± 4°	0,086		RTE	3,1 ± 1,6°	4,2 ± 3,6°	0,624
Anca	CIPD	5,7 ± 2,2°	0,8 ± 2,6°	0,014*	Anca	CIPE	2,1 ± 6,3°	-0,1 ± 3,8°	0,05*
	AMD	10,5 ± 3,2°	3,1 ± 2,4°	0,014*		AME	3,5 ± 9,2°	1,7 ± 2,8°	0,014*
	RTD	2,2 ± 3,6°	-2,7 ± 4,7°	0,624		RTE	-0,8 ± 3,7	-4,7 ± 4,1°	0,462
Joelho	CIPD	0 ± 4,8°	4,5 ± 1,3°	0,014*	Joelho	CIPE	-0,1 ± 3,4°	5,9 ± 2,1°	0,027*
	AMD	-3,4 ± 7,6°	1 ± 3,5°	0,014*		AME	0,3 ± 3,5°	5,3 ± 4,5°	0,462
	RTD	-1,9 ± 8,9°	-0,3 ± 2,3°	0,142		RTE	-5,2 ± 2,2°	1,3 ± 3,3°	0,142
Tornozelo	CIPD	5,1 ± 3,9°	5,7 ± 3,5°	0,221	Tornozelo	CIPE	5,5 ± 7,5°	6,9 ± 2,6°	0,462
	AMD	0,6 ± 4,9°	-1,6 ± 2,5°	0,221		AME	1,4 ± 4,9°	0,6 ± 2,5°	0,086
	RTD	4,6 ± 2,3°	3,9 ± 2,1°	1		RTE	6 ± 5,2°	5,7 ± 1,8°	0,624
Plano Transverso									
Pélvis	CIPD	2,7 ± 3,8°	2,3 ± 2,8°	0,462	Pélvis	CIPE	-3,2 ± 4,1°	-2 ± 3,1°	1
	AMD	-3,4 ± 4,3°	-3,5 ± 3,3°	0,014*		AME	0,7 ± 6,5°	2,4 ± 2,1°	0,05*
	RTD	-2 ± 6,2°	-3,4 ± 2,5°	0,221		RTE	3,9 ± 4,4°	3,3 ± 2,9°	0,624
Anca	CIPD	1,7 ± 11,4°	-0,3 ± 10,7°	0,086	Anca	CIPE	1,5 ± 5°	6,7 ± 10,5°	0,05*
	AMD	-3,8 ± 9,6°	-1 ± 9,1°	0,014*		AME	0,9 ± 3,2°	5,1 ± 8,4°	0,142
	RTD	-1,2 ± 19,3°	-2,1 ± 6,9°	0,142		RTE	-6 ± 5,9°	2,1 ± 8,9°	0,221
Joelho	CIPD	-17,8 ± 14,1°	-11,1 ± 5,8°	0,014*	Joelho	CIPE	-11,7 ± 8,9°	-18,1 ± 6,5°	0,624
	AMD	-7,5 ± 12,6°	3,7 ± 4,8°	0,027*		AME	-2 ± 8,7°	-4,7 ± 6,1°	0,806
	RTD	-16,5 ± 23,2°	-1,4 ± 4,5°	0,014*		RTE	-3,3 ± 13°	-7,4 ± 7,4°	0,462
Tornozelo	CIPD	1 ± 10,8°	-0,9 ± 7,9°	0,142	Tornozelo	CIPE	-1,6 ± 3,9°	-0,5 ± 2,3°	0,142
	AMD	-3,5 ± 9,7°	-6,5 ± 6,8°	0,027*		AME	-6,1 ± 2,1°	-5,1 ± 3,5°	0,806
	RTD	4,6 ± 10,2°	1,6 ± 7,3°	0,806		RTE	1,6 ± 2,4°	3,2 ± 3,6°	0,142

Pélvis

Em relação ao **plano sagital**, do lado direito os **invisuais** apresentam uma menor retroversão da pélvis no instante **CIPD** comparativamente aos **normovisuais** ($\bar{x}=-4,82$, $\mu=-4,55$, $p=0,01$).

No **plano transversal**, no instante **AMD**, os **invisuais** apresentam uma rotação esquerda menos acentuada que os **normovisuais** no lado direito ($\bar{x}=-3,49$, $\mu=-4,08$, $p=0,01$), e no lado esquerdo, apresentam uma maior rotação direita ($\bar{x}=5,83$, $\mu=5,98$, $p=0,05$) (**Figura 16**).



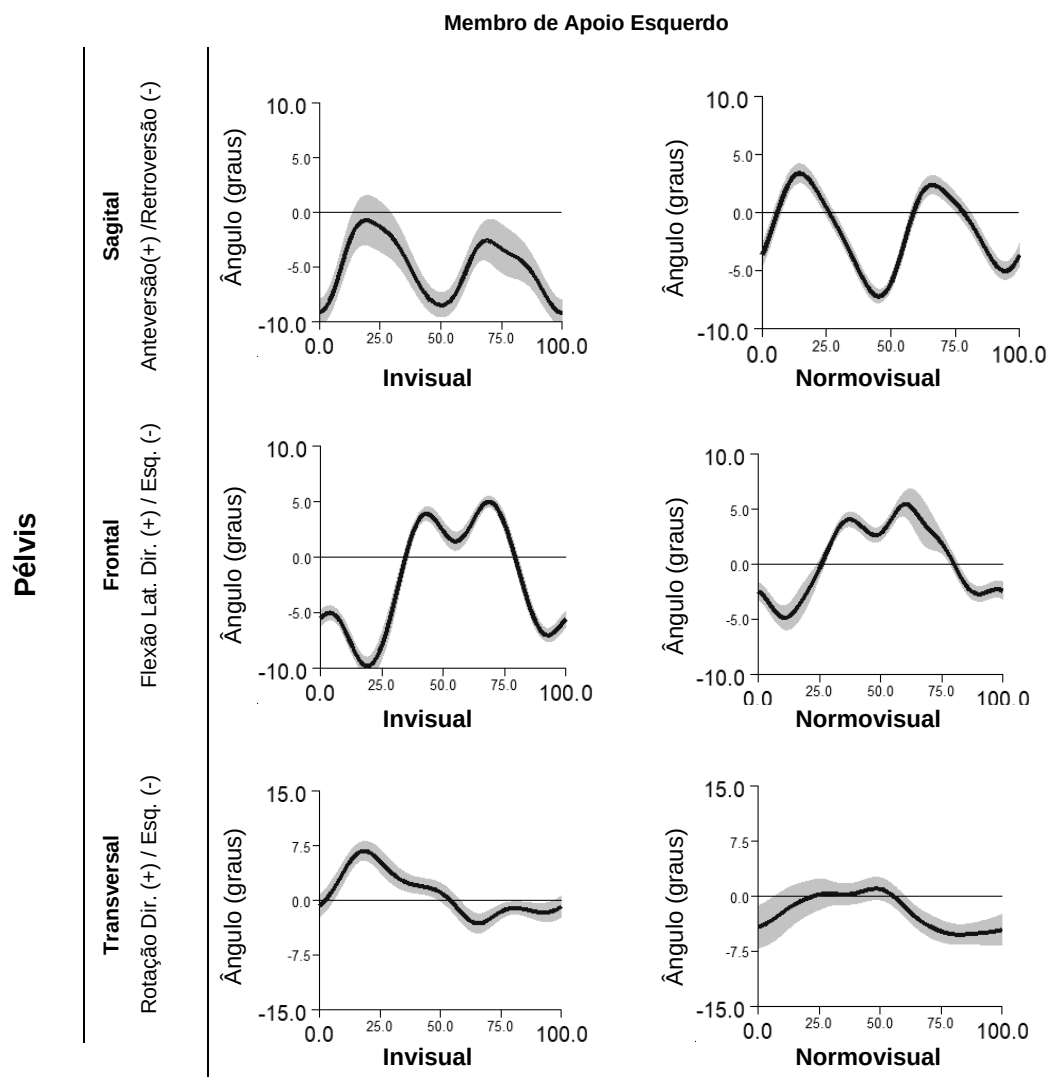


Figura 16 - Gráficos de Amplitude de Movimento da Pélvis no Membro de Apoio Direito e Esquerdo - Corrida 8km/h.

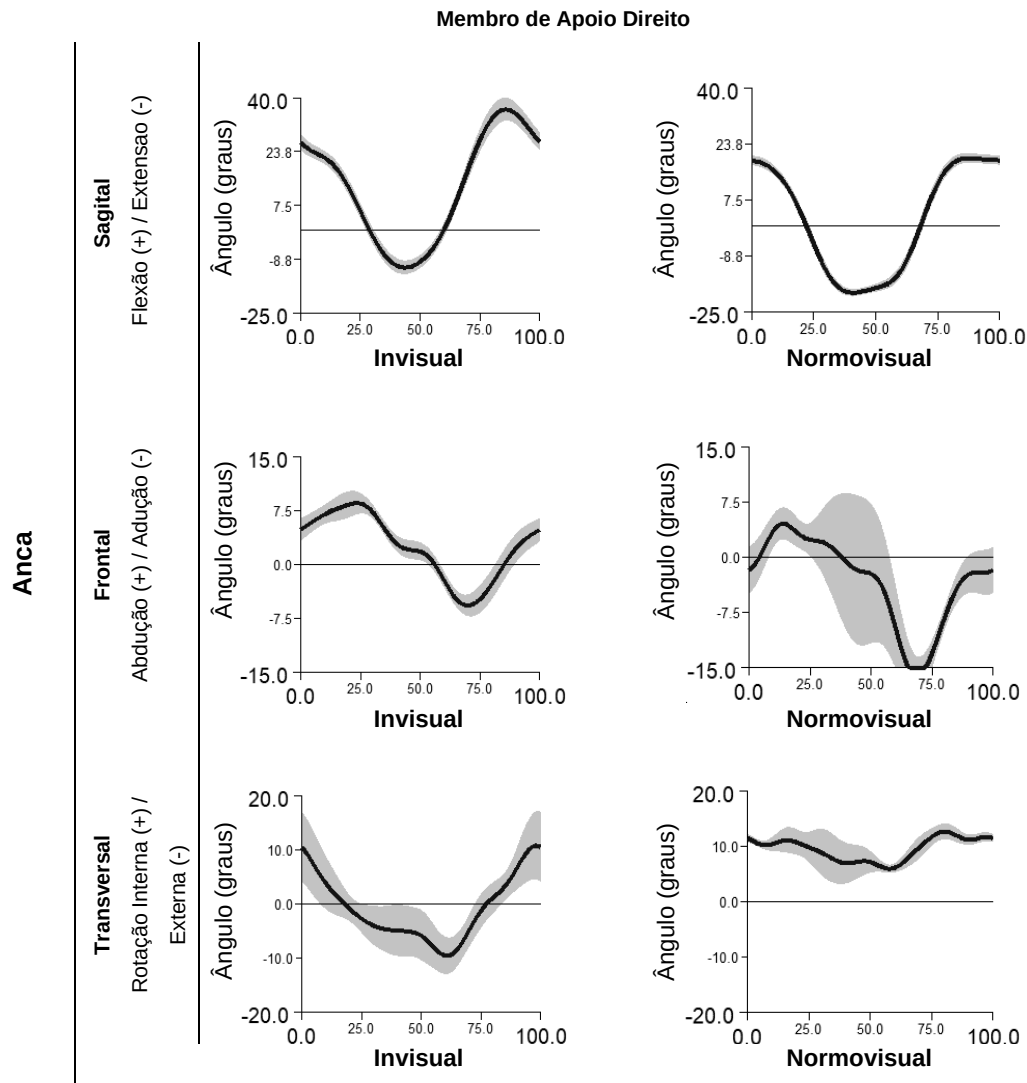
(Curva média dos três apoios analisados a negrito – apresentando a amplitude articular em função da porcentagem do tempo total de apoio).

Anca

Em relação ao **plano sagital**, do lado direito, os **invisuais** apresentam uma menor flexão da articulação no instante **RTD**, comparativamente aos **normovisuais** ($\bar{x}=-8,30$, $\mu=-10,95$, $p=0,01$).

No **plano frontal**, nos instantes **CIPD** e **AMD**, os **invisuais** apresentam uma maior abdução comparativamente aos **normovisuais** ($\bar{x}=5,81$, $\mu=5,61$, $p=0,01$ e $\bar{x}=10,63$, $\mu=9,68$, $p=0,01$, respetivamente), o mesmo se verifica do lado esquerdo, sendo que nos instantes **CIPE** e **AME** os **invisuais** apresentam uma maior abdução ($\bar{x}=5,84$, $\mu=6,59$, $p=0,05$ e $\bar{x}=9,56$, $\mu=9,76$, $p=0,01$, respetivamente).

No **plano transversal**, no instante **AMD**, os **invisuais** realizam uma maior rotação externa do lado direito, comparativamente aos **normovisuais** ($\bar{x}=-3,89$, $\mu=-3,55$ $p=0,01$), no lado esquerdo, no instante **CIPE**, realizam uma rotação interna inferior aos **normovisuais** ($\bar{x}=4,53$, $\mu=4,17$, $p=0,05$) (**Figura 17**).



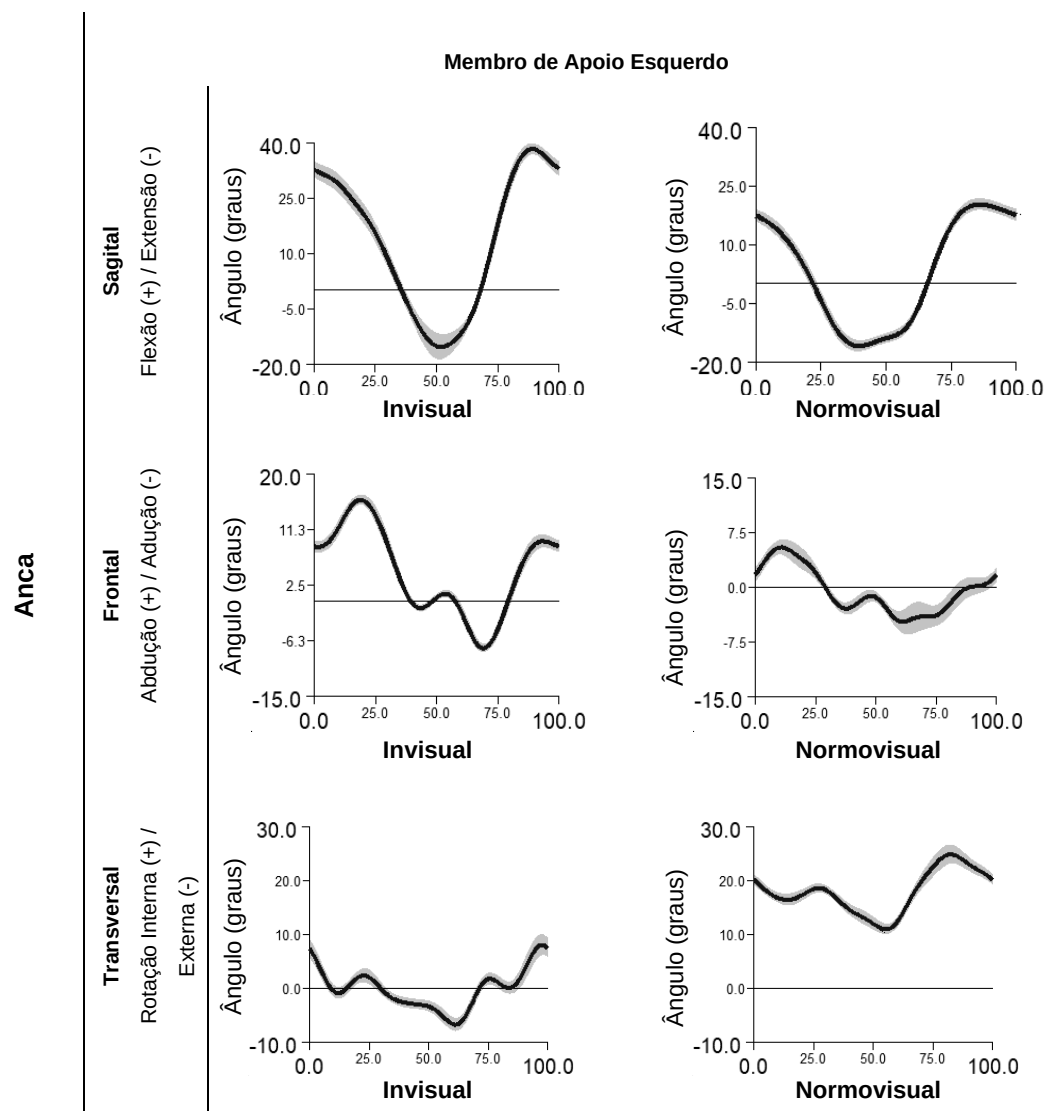


Figura 17 - Gráficos de Amplitude de Movimento da Anca no Membro de Apoio Direito e Esquerdo - Corrida 8km/h.

(Curva média dos três apoios analisados a negrito – apresentando a amplitude articular em função da percentagem do tempo total de apoio).

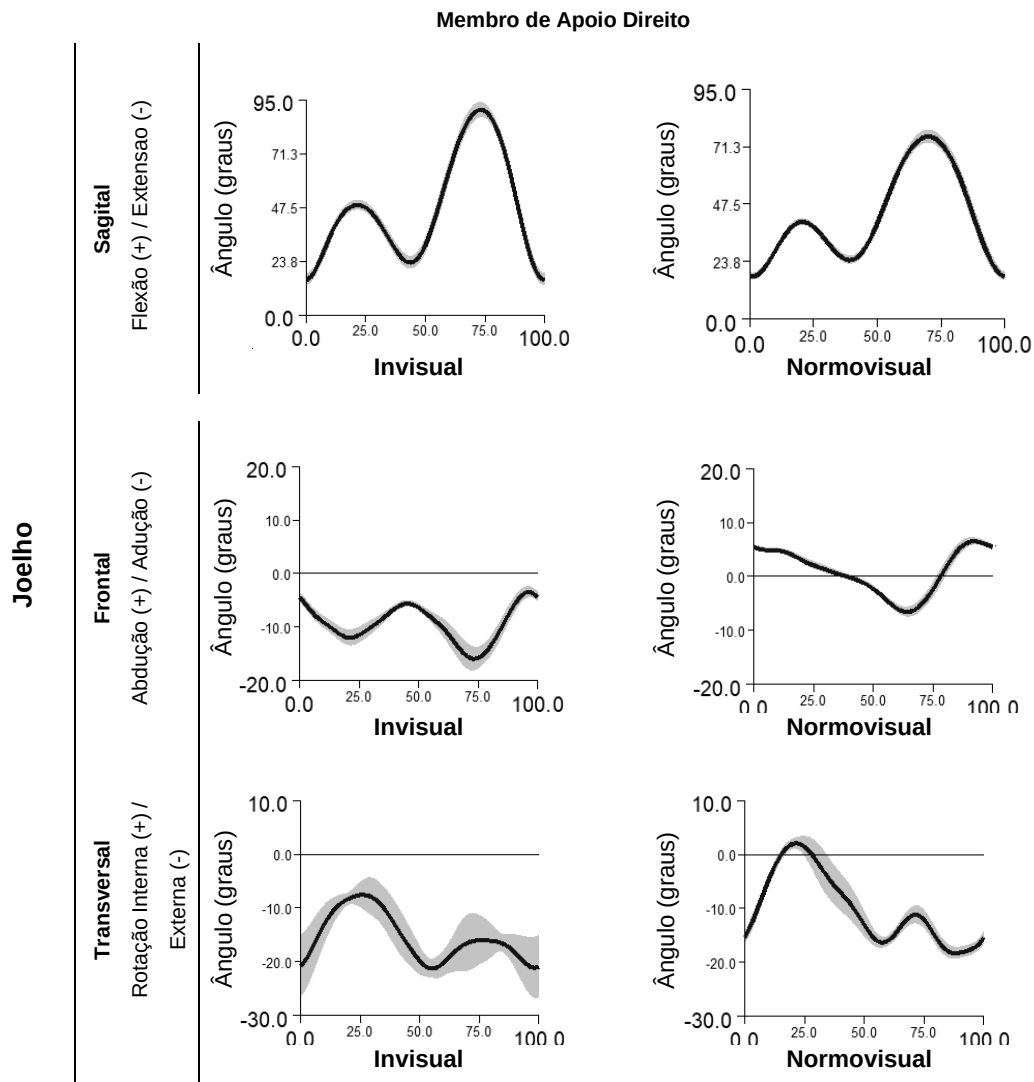
Joelho

No **plano sagital**, nos instantes **CIPD** e **AMD** os **invisuais** apresentam uma maior flexão em relação aos **normovisuais** do lado direito ($\bar{x}=21,08$, $\mu=21,83$, $p=0,05$ e $\bar{x}=41.21$, $\mu=42,49$, $p=0,05$, respetivamente). Relativamente ao lado esquerdo, no instante **AME**, os **invisuais** demonstram uma maior flexão do joelho, ($\bar{x}=56,36$, $\mu=47,85$, $p=0,01$).

Referente ao **plano frontal**, do lado direito os **invisuais** apresentam uma menor abdução no instante **CIPD** ($\bar{x}=-0,19$, $\mu=0,65$, $p=0,01$) e uma maior adução no instante **AMD**, comparativamente aos **normovisuais** ($\bar{x}=-3,78$, $\mu=-2,39$,

$p=0,01$), do lado esquerdo no instante **CIPE**, apresentam uma adução enquanto que os **normovisuais** apresentam uma abdução ($\bar{x}=2,84$, $\mu=3,09$, $p=0,02$).

No **plano transversal**, do lado direito, nos instantes **CIPD**, **AMD** e **RTD**, em comparação com os **normovisuais**, os **invisuais** apresentam uma maior rotação externa ($\bar{x}=-17,31$, $\mu=-16,53$, $p=0,01$; $\bar{x}=-7,36$, $\mu=-6,84$, $p=0,02$, e $\bar{x}=-16,22$, $\mu=-13,61$, $p=0,01$, respetivamente) (**Figura 18**).



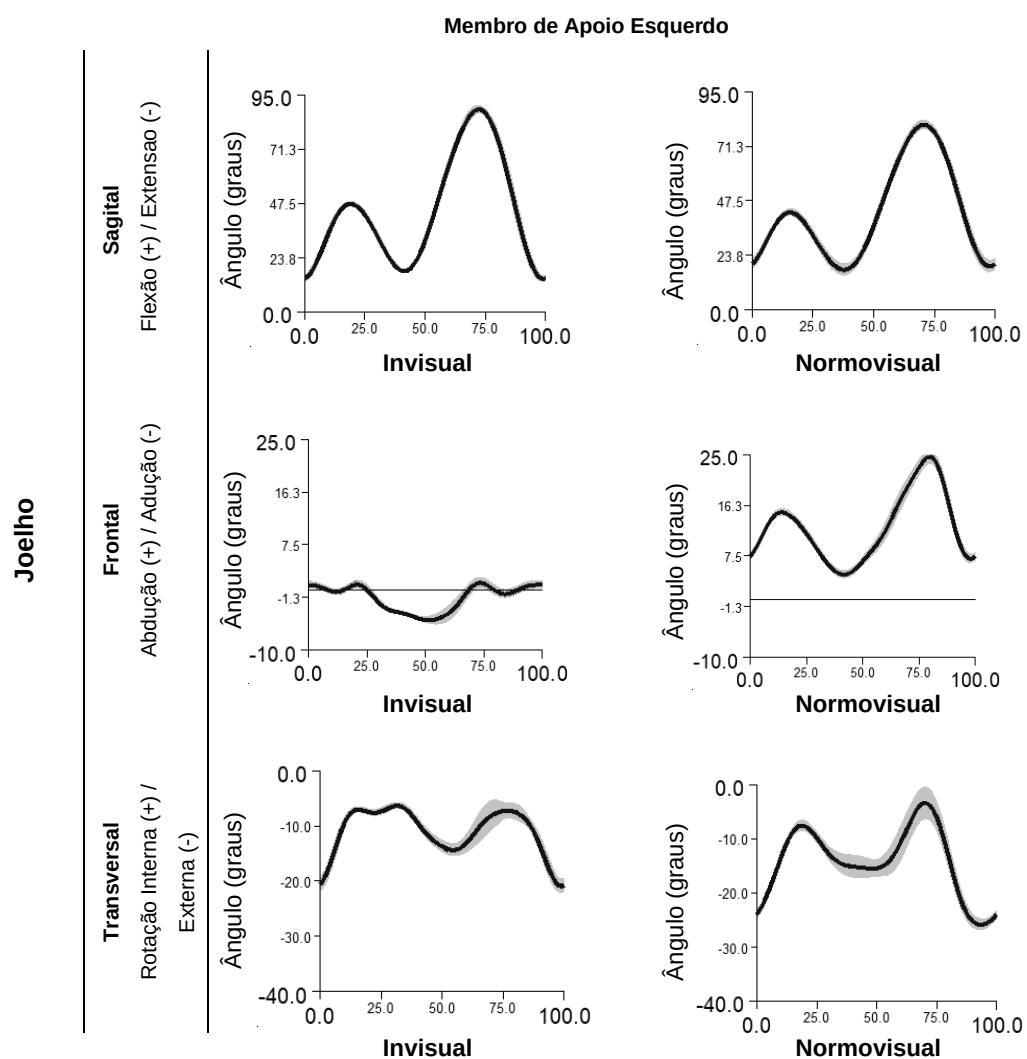
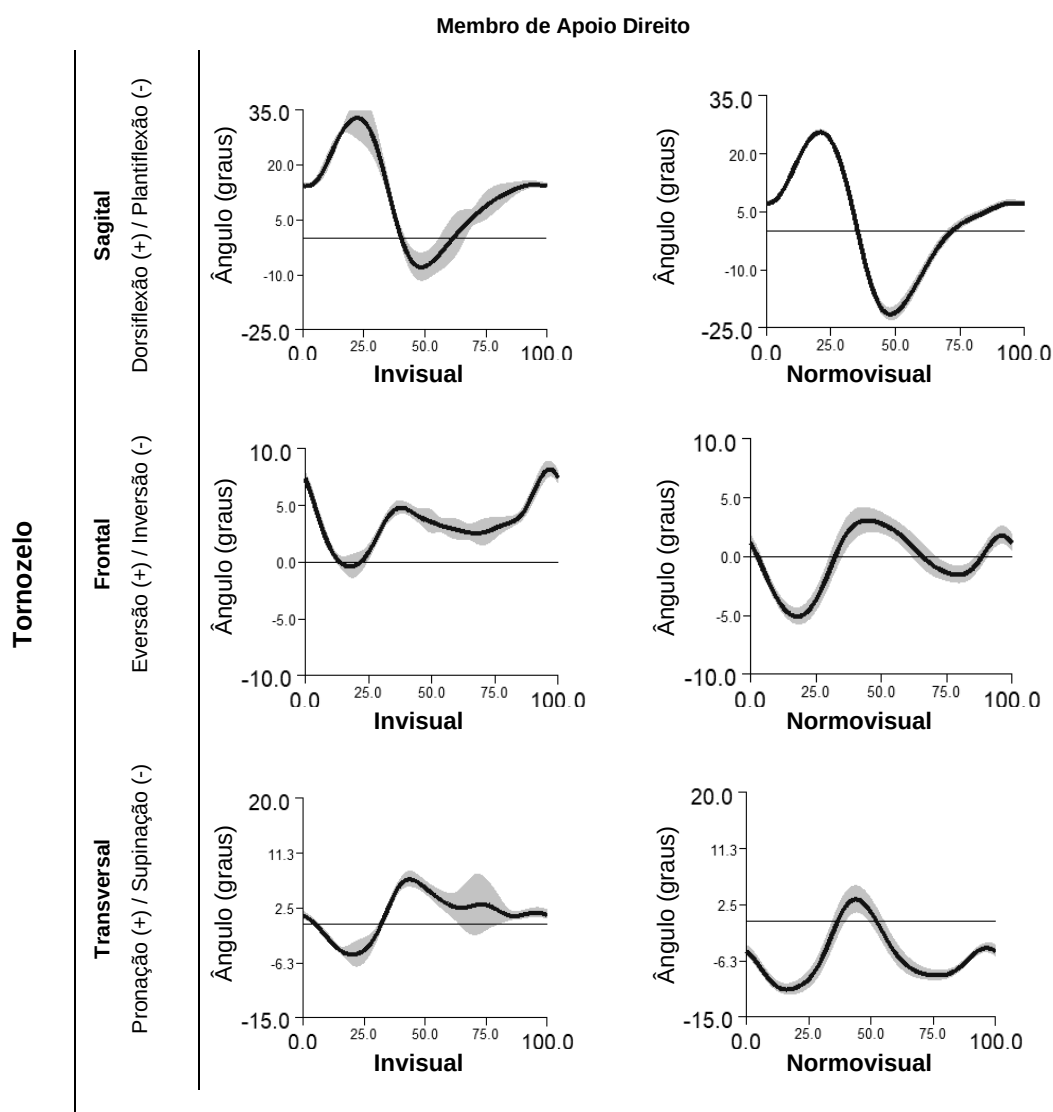


Figura 18 - Gráficos de Amplitude de Movimento do Joelho no Membro de Apoio Direito e Esquerdo - Corrida 8km/h.

(Curva média dos três apoios analisados a negrito – apresentando a amplitude articular em função da percentagem do tempo total de apoio).

Tornozelo

No plano transversal, no instante **AMD**, os **invisuais** apresentam uma menor supinação do lado direito, em comparação com os **normovisuais** ($\bar{x}=-4,92$, $\mu=-5,64$, $p=0,01$) (**Figura 19**).



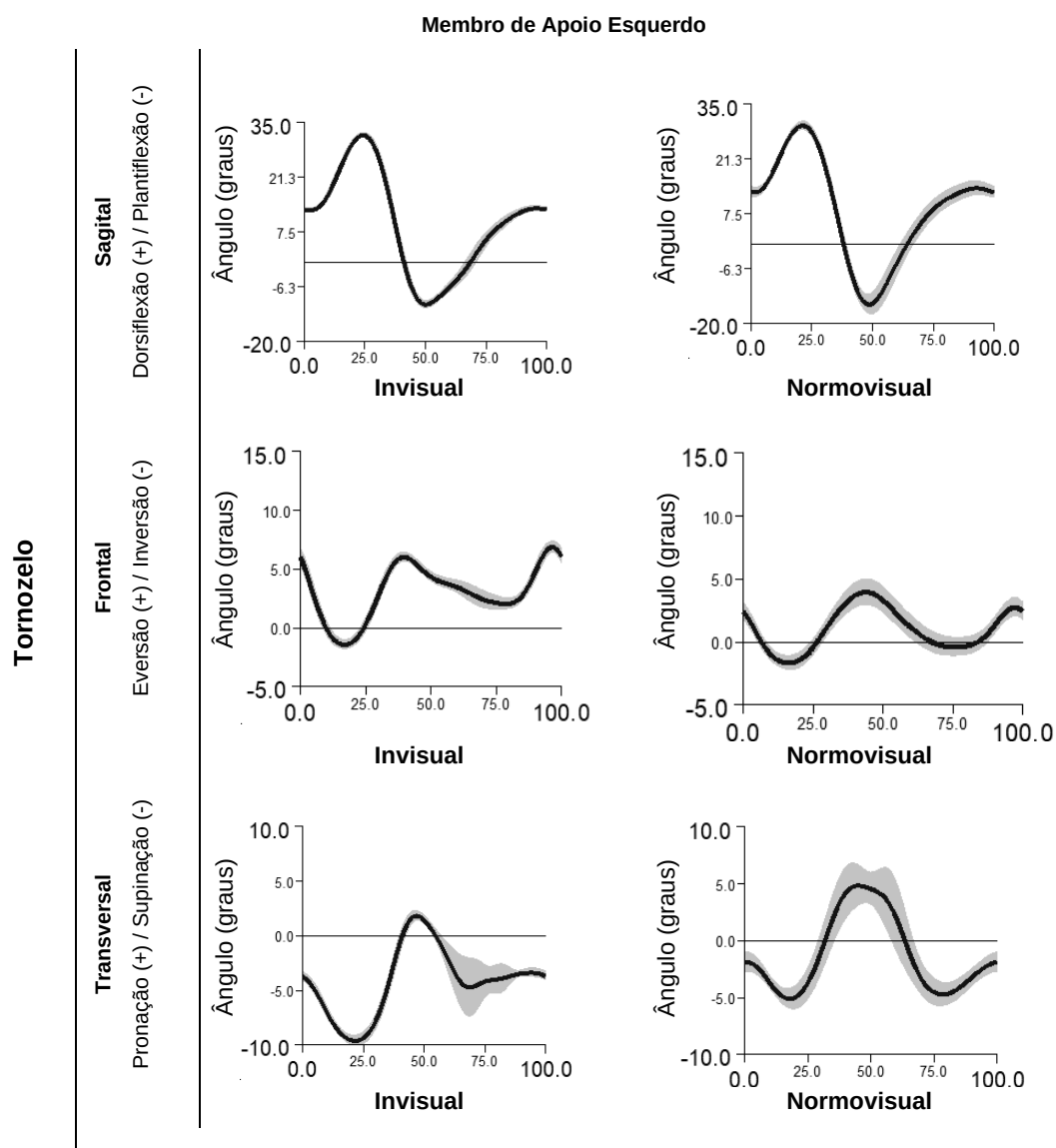


Figura 19 - Gráficos de Amplitude de Movimento do Tornozelo no Membro de Apoio Direito e Esquerdo - Corrida 8km/h.

(Curva média dos três apoios analisados a negrito – apresentando a amplitude articular em função da percentagem do tempo total de apoio).

4.4.3. – Análise das Forças de Reação do Solo

Na **tabela 8**, são apresentadas os valores máximos e mínimos das três componentes da força de reação do solo durante a corrida rápida (8km/h): componente ântero-posterior (**FAP**), componente medio-lateral (**FML**) e componente vertical (**FVT**), dos invisuais e normovisuais relativamente ao MI direito e ao MI esquerdo.

Tabela 8 - Forças de reação do solo do MI Direito e do MI Esquerdo.
Forças de reação do solo, planos, média, desvio-padrão e valores de prova.

	Lado Direito			Lado Esquerdo		
	Invisual	Normovisual	<i>p</i>	Invisual	Normovisual	<i>p</i>
FAP máxima (%PC)	10,7 ± 8,13	17,2 ± 5,29	0,462	15,42 ± 2,57	17,5 ± 5,78	0,142
FAP mínima (%PC)	-17,25 ± 13,04	-16,02 ± 4,57	0,05*	-18,87 ± 5,30	-14,92 ± 2,98	0,142
FML máxima (%PC)	8,82 ± 8,05	8,62 ± 2,15	0,221	4,87 ± 18,58	10,92 ± 1,39	0,05*
FML mínima (%PC)	-6,8 ± 8,50	-6,04 ± 2,03	0,806	-9,45 ± 9,60	-5,08 ± 4,20	0,462
FVT máxima (%PC)	167,3 ± 125,09	213,78 ± 24,99	0,327	209,87 ± 65,37	211,9 ± 18,01	1

Pode-se verificar que do lado direito (**Figura 20**), os **invisuais**, apresentam valores superiores na componente **FAP mínima** em comparação aos **normovisuais** ($\bar{x}=22,98$, $\mu=22,33$, $p=0,05$) e que do lado esquerdo (**Figura 21**), na componente **FML máxima**, apresentam valores de força inferiores ($\bar{x}=16,27$, $\mu=15,34$, $p=0,05$). Relativamente à componente **FVT** (**Figura 22**), os **invisuais** apresentam valores muito semelhantes aos **normovisuais**, como é o caso do lado esquerdo ($\bar{x}=209,86$, $\mu=209,67$, $p=1,00$) e direito ($\bar{x}=211,63$, $\mu=209,52$, $p=1,00$), respetivamente.

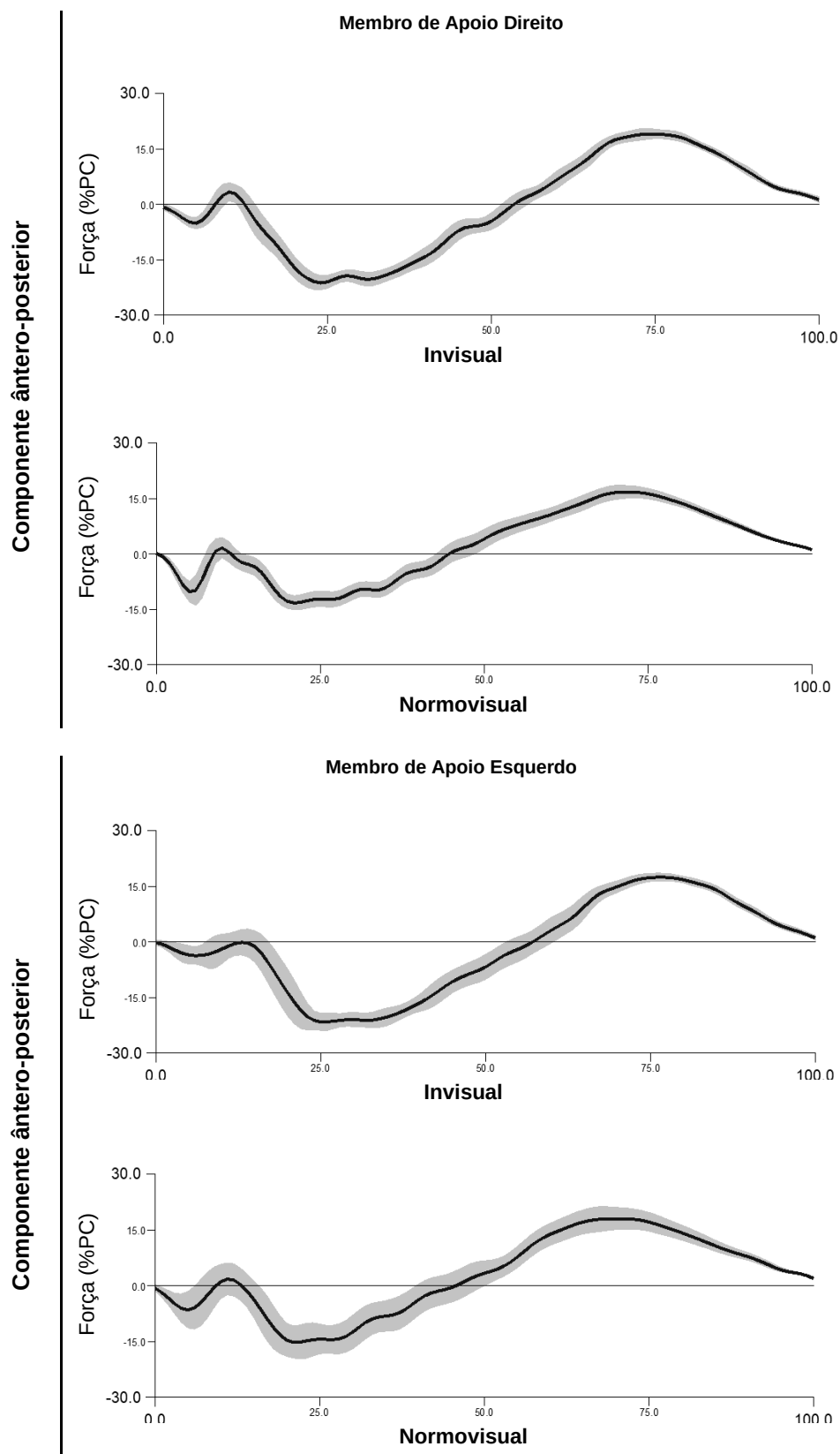


Figura 20 - Gráficos da Componente ântero-posterior da FRS do Membro de Apoio Direito e Esquerdo - Corrida 8km/h.

(Curva média dos três apoios analisados a negrito – apresentando a Componente ântero-posterior da FRS em função da percentagem do tempo total de apoio).

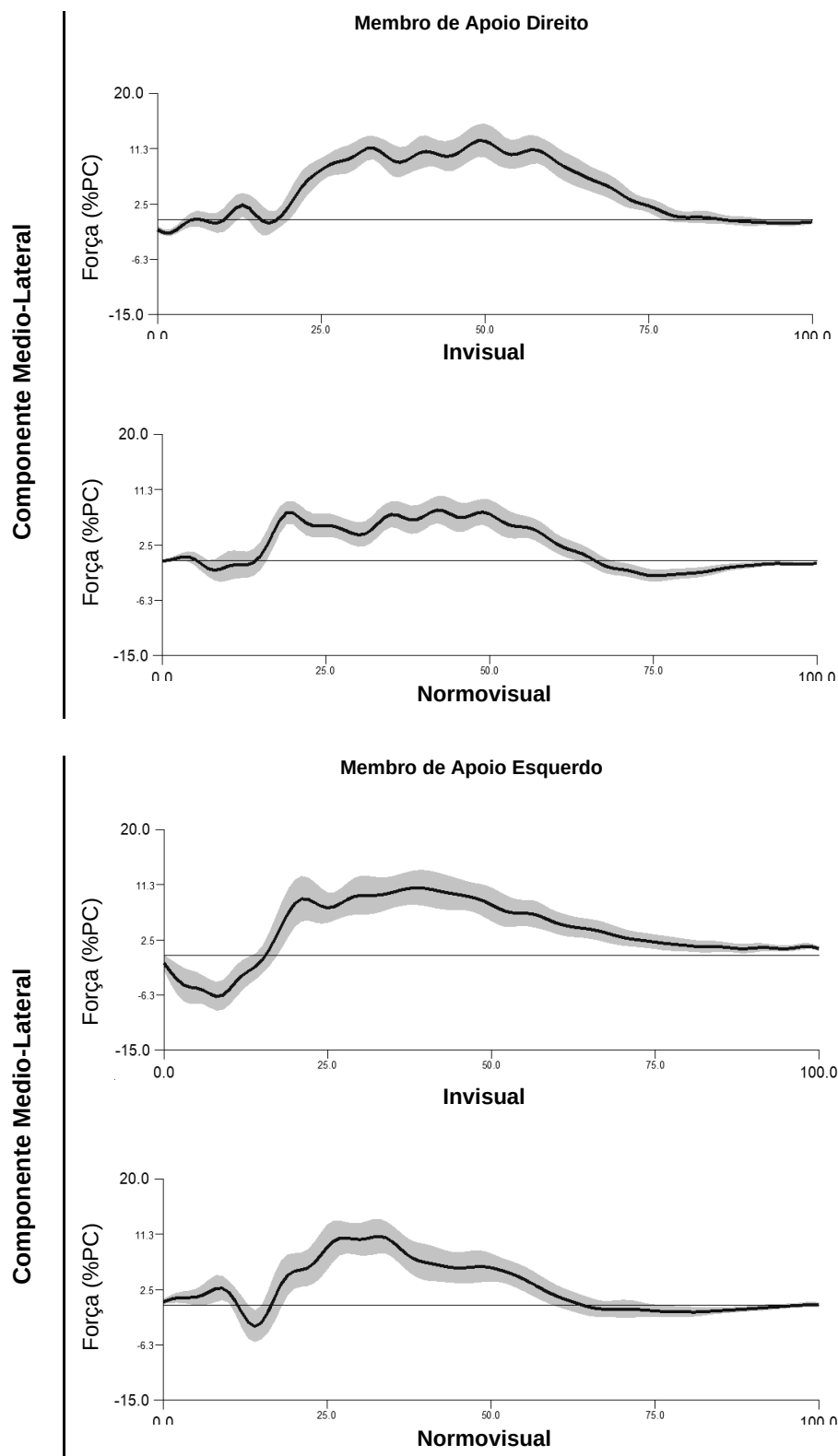


Figura 21 - Gráficos da Componente medio-lateral da FRS do Membro de Apoio Direito e Esquerdo - Corrida 8km/h.

(Curva média dos três apoios analisados a negrito – apresentando a Componente medio-lateral da FRS em função da percentagem do tempo total de apoio).

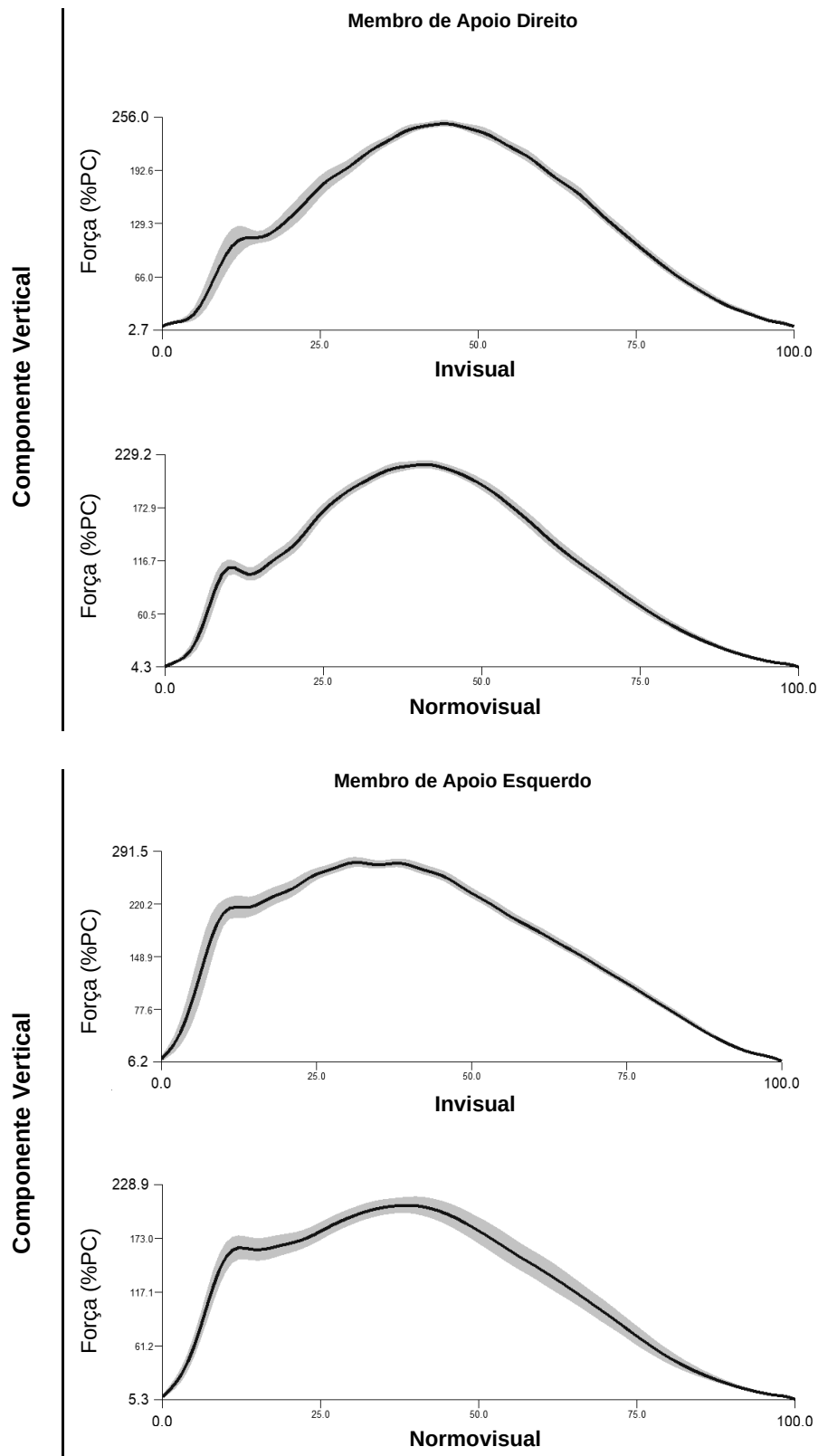


Figura 22 - Gráficos da Componente vertical da FRS do Membro de Apoio Direito e Esquerdo - Corrida 8km/h.

(Curva média dos três apoios analisados a negrito – apresentando a Componente vertical da FRS em função da percentagem do tempo total de apoio).

4.5. - Discussão de Resultados

O presente trabalho tem como finalidade analisar biomecanicamente e comparar a corrida entre invisuais e normovisuais. Os principais resultados deste estudo mostram que a corrida do grupo de invisuais apresenta diferenças estatisticamente significativas em alguns parâmetros relativamente à corrida do grupo de normovisuais. Algumas destas diferenças poderão ter origem na insegurança a correr numa passadeira rolante por parte dos invisuais, levando-os a ter o apoio da mão direita na barra do tapete rolante.

Num estudo de corrida efetuado por Stoffels et al. (2007) obteve-se 0,117s na fase aérea da passada, um tempo superior ao encontrado no nosso estudo.

No nosso estudo verificamos que, apesar da diferença de valores entre ambos os grupos, não existe uma diferença significativa na velocidade de corrida (imposta pelo tapete rolante – 8km/h), o que nos leva a excluir a hipótese 1.

Em relação à cinemática linear, foram encontradas diferenças para o tempo de voo. O grupo dos normovisuais apresentou valores superiores em comparação com o grupo dos invisuais. Estes resultados, confirmam a hipótese 2 do presente estudo, além disso, tais resultados podem ter relação com a falta de visão dos invisuais, o que de certa forma, pode trazer insegurança durante a corrida corroborando com o estudo de Ferro et al. (2002), que vai de encontro aos resultados encontrados.

A análise das posições angulares, constituídas pelos complexos articulares que ligam o tronco/coxa, coxa/perna e perna/pé, foi efetuada nos três instantes importantes da passada. Na fase de apoio, onde a anca, joelho e tornozelo se encontram em flexão e aumentam a sua amplitude durante a fase de absorção, na fase de amortecimento, em que o atleta apresenta uma maior flexão da perna de apoio, e por fim, na fase de impulsão que é quando existe uma maior extensão da perna de apoio, no instante em que o atleta deixa o contacto com o solo.

Segundo Fukuchi & Duarte (2008), a cinemática do plano sagital é a que tem sido mais explorada uma vez que os movimentos durante a corrida ocorrem predominantemente nesse plano. Assim, no início da fase de apoio, o quadril, joelho e tornozelo encontram-se flexionados e aumentam a flexão durante a fase de absorção devido às forças de impacto, por outro lado, na fase de propulsão, as articulações realizam uma extensão para acelerar o centro de gravidade do corpo

superior e anteriormente e, normalmente, a máxima extensão do quadril ocorre na fase final do apoio com o solo.

Devido ao facto de, neste estudo, os invisuais terem um apoio ao correr (mão no corrimão do tapete rolante), podemos verificar que estes apresentam uma menor retroversão da pélvis comparativamente aos normovisuais e uma flexão mais acentuada da anca, resultado numa fraca extensão na fase de propulsão. Esse mecanismo de extensão é importante para que o contacto do pé não ocorra muito à frente do centro de gravidade e não cause uma desaceleração indesejada (Fukuchi & Duarte, 2008). Assim, confirma-se a hipótese 3 do nosso estudo, em que existem diferenças articulares no complexo tronco/coxa entre ambos os grupos.

Em relação à articulação do joelho e do tornozelo durante a fase de apoio, existe uma flexão no grupo dos invisuais, porém, na fase de absorção, existe um aumento excessivo da flexão o que leva a que não realizem uma extensão na fase de propulsão, existindo assim, diferenças significativas, nos lados direito e esquerdo, onde os invisuais apresentam uma maior flexão na articulação do joelho. Segundo Fukuchi & Duarte (2008), na fase de balanço o joelho atinge o seu pico de flexão para reduzir o momento da inércia da perna durante a fase de balanço, o que tem sido associado a uma maior economia da corrida, porém, isto implica a realização da extensão na fase final, o que não se confirma no nosso estudo. Confirmamos assim a hipótese 3, que existem alterações no complexo articular coxa/perna dos invisuais relativamente aos normovisuais.

Os movimentos nos chamados planos secundários (frontal e transversal) durante a corrida, são os que possuem menor amplitude comparativamente ao plano sagital devido às estruturas das articulações (geometria óssea e restrições ligamentares) (Fukuchi & Duarte, 2008). Novacheck (1998) afirma que os movimentos da pélvis e do quadril, combinados com os movimentos da região lombo-pélvica, são necessários para minimizar os movimentos da cabeça e do tronco, permitindo a manutenção do equilíbrio.

No plano frontal, durante a fase de apoio, o quadril realiza uma adução, de forma a poder absorver a carga; durante a fase de balanço ocorre o movimento oposto, em que este realiza uma abdução. Por fim, no plano transversal, os movimentos de rotação da pélvis durante o balanço médio permitem alongar a passada.

A eversão e inversão do pé têm sido usadas para expressar os movimentos de pronação e supinação, e estas estão presentes principalmente nas fases de absorção e propulsão da corrida. No início da corrida, o pé encontra-se em supinação e à medida que é submetido à carga na fase de absorção, ocorre a pronação do pé, e como este se encontra fixo no solo, a pronação resulta numa rotação interna da tibia por causa da conformação estrutural dos ossos.

No nosso estudo podemos verificar que do lado direito, lado onde os invisuais tinham o apoio da mão no corrimão do tapete rolante, estes apresentam uma abdução mais significativa em ambas as fases comparativamente aos normovisuais, o que confirma a nossa hipótese 3, que existem alterações no complexo tronco/coxa. Na articulação do joelho podemos verificar que existem diferenças significativas no lado direito, tanto no plano frontal como no plano transversal. No plano frontal, os invisuais apresentam uma abdução mínima no início do contacto com o solo, e uma maior adução na fase de absorção e propulsão, comparativamente aos normovisuais; no plano transversal, apresentam uma elevada rotação externa, isto indica que possivelmente devido ao apoio que os invisuais tinham, estes apresentaram uma orientação mais externa na articulação do joelho, porém mantendo a sua técnica de corrida, resultando na pronação do tornozelo, confirmando assim a nossa hipótese 3, que existem alterações no complexo perna/pé.

Em relação à cinética, tendo em conta os resultados obtidos podemos verificar que os invisuais na componente ântero-posterior apresentam grandes picos de travagem após o impacto do pé no solo, que na componente medio-lateral os invisuais começam a passada com valores negativos (indicativo de pronação), ao contrário dos normovisuais e que não existem diferenças significativas entre os grupos na componente vertical, rejeitando parcialmente a hipótese 4. A semelhança dos resultados pode ser devida ao facto de a velocidade da corrida ser pequena e pelo facto de os invisuais terem um apoio, o que ameniza logo por si o impacto no solo.

Capítulo 5 – Conclusões e Sugestões

5.1. Conclusões e Sugestões

Foi assim possível, através da análise realizada, comparar o padrão biomecânico da corrida entre invisuais e normovisuais, bem como as diferenças que apresentam entre si. No entanto, este estudo não permite estabelecer um padrão genérico da corrida dado o pequeno número de indivíduos analisados, em ambos os grupos, e devido a que os invisuais analisados apenas conseguiram realizar a corrida com um apoio lateral da mão.

Pode então afirmar-se que os invisuais apresentam tempos de ciclo mais curtos que os normovisuais, resultando num comprimento de passo inferior, o que acaba por influenciar e aumentar o número de passos por minuto e as passadas por minuto.

Quanto às amplitudes de movimento, no plano sagital, os invisuais têm tendência a realizar uma menor retroversão da pélvis no início de contacto com o solo em comparação com os normovisuais, o que resulta numa flexão mais acentuada da anca e uma menor extensão desta no final do contacto com o solo. Na articulação do joelho, existe uma grande flexão, o que impede que haja uma extensão completa na fase de propulsão. No plano frontal, os invisuais apresentam uma absorção da carga durante a fase de apoio, realizando uma adução na articulação do quadril, e uma abdução na fase de balanço, por fim, no plano transversal, os invisuais têm tendência a apresentar do lado direito uma rotação externa mais acentuada na articulação da anca e do joelho, possivelmente devido ao apoio lateral da mão.

Quanto à FRS, verifica-se que na componente ântero-posterior mínima, os invisuais apresentam picos maiores durante a travagem do corpo após o impacto do pé no solo e na componente medio-lateral máxima e também por iniciarem a corrida com o pé em pronação; por fim, na componente vertical, os invisuais não apresentam diferenças comparativamente aos normovisuais, obtendo ambos os grupos resultados semelhantes.

Pode considerar-se este estudo um passo inicial na comparação e análise biomecânica da corrida entre invisuais e normovisuais, no entanto, não podendo generalizar a toda a população em causa. Assim, sugere-se que seja realizado este tipo de estudo com uma amostra maior e de preferência significativa para esta população, como forma de estabelecer um padrão biomecânico de corrida em

peessoas com deficiência visual, é também sugerido que seja feita uma comparação da corrida entre invisuais atletas vs. invisuais sedentários e que seja feita uma pesquisa com EMG, podendo verificar assim a fadiga que os músculos possam apresentar na corrida e de que maneira se manifesta a diferentes velocidades.

Algumas das limitações para a realização deste estudo foram a pouca disponibilidade por parte de algumas instituições / escolas, a idade das pessoas com deficiência visual e pandemia mundial que atravessámos (COVID-19), que tiveram influência decisiva no facto do estudo conter poucos participantes em ambos os grupos.

Capítulo 6 – Bibliografía completa

6.1. Bibliografia Completa

- Abrantes, J. (2001). *A corrida de velocidade*. Revista Treino Desportivo Especial 4:10-18.
- ACAPO. (2011). Quantas pessoas com deficiência visual existem em Portugal? , disponível em <http://www.acapo.pt/deficiencia-visual/perguntas-e-respostas/deficiencia-visual/quantas-pessoas-com-deficiencia-visual>
- Altman, A., & Davis, I. S. (2012). Barefoot Running: Biomechanics and Implications for Running Injuries. *Current Sports Medicine Reports*, 11(5)244-250.
- Altman, A. R., & Davis, I. S. (2009). Is Midfoot Striking during Running Advantageous over Rearfoot or Forefoot Striking? State College (PA): American Society of Biomechanics.
- Amadio, A. C., & Duarte, M. (1996). Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano. *São Paulo: Laboratório de Biomecânica/EEFUSP*.
- Amadio, A. S., J. (2011). *A Biomecânica em Educação Física e Esporte*. Revista Brasileira de Educação Física e Esporte, 25: 15-24.
- Amadio, C. A. B., V.J. (Organizadores). (2000). *A biomecânica do movimento humano e suas relações multidisciplinares*. São Paulo. Estação Liberdade.
- Arnaiz, P., & Martinez, R. (1998). *Educacion infantil y deficiencia visual*. Madrid: Editorial CCS.
- Arufe. (2005). Tratado de atletismo en el siglo XXI ón Cultural Atlética. Gallega.1ª ed. Vol. I. Santiago de Compostela: Asociaci.
- Arufe, M. (2005). Principios Generales de la Técnica Atlética. *In Tratado de Atletismo en el siglo XXI. 1ª Edição, Volume I*, 275 - 326.
- Auxter, D., Pyfer, J., & Huetting, C. (1997). Visual impairment. In D. Auxter, J. Pyfer & C. Huetting (Eds.). *Principles and Methods of Adapted Physical Education and Recreation*, 433-440.
- Bamaç, B. C., T.; Ozbek, A. (2004). Physical fitness levels of blind and visually impaired goalball team players. *Isokinetics and Exercise Science*, 12 (4), 247-252. [Consultado em 14.06.2006]. Disponível no site: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdf?vid=3&hid=9&sid=2106a7fd-acb3-4ba1-bcd9-586c9228b06b%40sessionmgr7>.

- Barela, A., & Duarte, M. (2011). Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. *Brazilian Journal of Motor Behavior*, 6:56-61.
- Baughman, M., Takaha, M e Tellez, T. (1984). Sprint Training. *NSCA Journal*.
- Brusin, B. B. (2019). Treino da técnica de corrida em futebolistas pré-púberes: efeitos sobre a velocidade e agilidade.
- Buell, T. (1983). *Physical Education for the Blind Children*. (2ªed). Charles C. Thomas Springfield. Illinois.
- Calais-Germain, B. (2010). Anatomia para o movimento: introdução à análise das técnicas corporais - Vol1. 4º ed. Baurueri. São Paulo.
- Castro, E. (2005). *Atividade Física Adaptada*. Ribeirão Preto / SP: Editora Tecmedd.
- Cavanagh, & Lafortune. (1980). Ground reaction forces in distance running. *JDurnal Df BiDmechanics*, 13, 397-406.
- Cavanagh, P. R. L., M.A. (1980). Ground reactions forces in distance running. *Journal of Biomechanics*. 13:397-406.
- Çolak, T., Bamaç, B., Aydin, M., Meriç, B., & Ozbeka, A. (2004). Physical fitness levels of blind and visually impaired goalball team players [Versão eletrônica]. *Isokinetics & Exercise Science*, 12(4), 247-252. Disponível em <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=15805601&lang=pt-br&site=ehost-live>.
- Colenbrander, A., & Fletcher, D. (1995). Basic Concepts and Terms for Low Vision Rehabilitation [Versão eletrônica]. *American Journal of Occupational Therapy*, 49(9), 865-869 disponível em <http://dx.doi.org/10.5014/ajot.49.9.865>.
- Craft, D. (1990). Sensory impairments. In Winnick, J. (Ed.). *Adapted Physical Education and Sport*. Champaign, Illinois: Human Kinetics Publishers Inc, 212-213.
- Craft, D. L., L. (2004). Deficiência Visual e Surdez. In Winnick, J. (Ed.). *Educação Física e Esporte Adaptado*. Barueri/SP: Editora Manole. [tradução da 3ª ed. Original]. Fernando Augusto Lopes, 181-185.
- Cratty, B. S., T. (1968). *The body image of blind children*. New York: The American Foundation for the Blind.

- Cunningham, M. (2001). Pure speed training: The "secret" to Track and Field. *Track & Field Coaches Review*. Vol, 26-28.
- Dias, M. (1995). Ver, não ver e conviver. Lisboa: Secretariado Nacional de Reabilitação, 21-29.
- Ecker, T. (1996). *Basic Track & Field Biomechanics*. 2º Edition, 57-62.
- Farias, G. (2004). Intervenção precose: reflexões sobre o desenvolvimento da criança cega até aos dois anos de idade. [Versão eletrónica]. Pensar a Prática, 7(1), 85-102. Consult. 8 Maio 2015, disponível em <http://h200137217135.ufg.br/index.php/fef/article/view/68>.
- Ferro, A., Graupera, J. L., & Vera, P. (2002). KINEMATIC AND KINETIC STUDY OF RUNNING TECHNIQUE AT DIFFERENT HIGH SPEEDS IN BLIND PARALYMPIC ATHLETES. In ISBS-Conference Proceedings Archive.
- Fukuchi, R. K., & Duarte, M. (2008). Análise cinemática comparativa da fase de apoio da corrida em adultos e idosos. *Fisioterapia e Pesquisa*, 15(1), 40-46.
- Fukuchi, R. K., Fukuchi, C. A., & Duarte, M. (2017). A public dataset of running biomechanics and the effects of running speed on lower extremity kinematics and kinetics. *PeerJ*, 5, e3298.
- G. Arufe, M., P. J. (2005). Principios Generales de la Técnica Atlética. In *Tratado de Atletismo en el siglo XXI*. 1º Edição, Volume I, 275 - 326.
- Gual, J. (1971). *Carreras de velocidad*. Editorial Sintet, S.A. Barcelona.
- Haeghele, J. A., & Porretta, D. (2015). Physical activity and school-age individuals with visual impairments: A literature review. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 32(1), 68-82.
- Hamill, J. K., K. (2012). Bases biomecânicas do movimento humano. 3º ed. Barueri. São Paulo. Editora Manole.
- Hintermann, B., & Nigg, B. M. (1998). Pronation in runners. Implications for injuries. *Sports Medicine*. 26 (3) 169-176.
- Hoffmann, S. (1998). *Orientação e Mobilidade: um processo de alteração positiva no desenvolvimento integral da criança portadora de cegueira congénita: estudo intercultural entre Brasil e Portugal*. Dissertação apresentada na pós-graduação em Ciências do Movimento Humano, com requisito parcial para a obtenção do título de Mestre. Escola Superior de Porto Alegre. Brasil.
- Holdbrook, E., Caputo, J., Perry, T., Fuller, D., & Morgan, D. (2009). Physical Activity, Body Composition, and Perceived Quality of Life of Adults with

- Visual Impairments [Versão eletrônica]. *Journal of Visual Impairment & Blindness*, 103(1), 17-29, disponível em <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=a9h&AN=36347967&lang=pt-br&site=ehost-live>.
- Houwen, S., Hartman, E., & Visscher, C. (2009). Physical Activity and Motor Skills in Children with and without Visual Impairments [Versão eletrônica]. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(1), 103-109, disponível em [https://www.rug.nl/research/portal/en/publications/physical-activity-and-motor-skills-in-children-with-and-without-visual-impairments\(5dfae518-96b1-4f4d-973b-5466606d6127\).html](https://www.rug.nl/research/portal/en/publications/physical-activity-and-motor-skills-in-children-with-and-without-visual-impairments(5dfae518-96b1-4f4d-973b-5466606d6127).html).
- Houwen, S., Hartman, E., & Visscher, C. (2010). The Relationship Among Motor Proficiency, Physical Fitness, and Body Composition in Children With and Without Visual Impairments [Versão eletrônica]. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 81(3), 290-299, disponível em <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/02701367.2010.10599677>.
- Júnior, W., & Santos, L. (2001). O Judô como atividade pedagógica desportiva complementar, em um processo de orientação e mobilidade para portadores de deficiência visual [Versão eletrônica]. *Lectures: Educação Física e Deportes*, 7(35), disponível em <https://www.efdeportes.com/efd35/judo.htm>.
- Larson, P., Higgins, E., Kaminski, J., Decker, T., Preble, J., Lyons, D., MacIntyre, K., & Normile, A. (2011). Foot-strike patterns of recreational and sub-elite runners in long distance road race. *J. Sports Sci.* 29, 1665-1673.
- Le Boulch, J. (1992). *O desenvolvimento psicomotor: do nascimento até 6 anos: a psicocinética na idade pré-escolar*. Porto Alegre: Artes Médicas.
- Lieberman, L. (2011). Visual Impairment. In J. Winnick (Ed.), *Adapted physical education and sport* (5th ed., pp. 233-250). Champaign : Human Kinetics.
- Lieberman, L., & McHugh, E. (2001). Health-Related Fitness of Children Who Are Visually Impaired [Versão eletrônica]. *Journal of Visual Impairment & Blindness*, 95(5), 272-287, disponível em <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=a9h&AN=4437204&lang=pt-br&site=ehost-live>.
- Lieberman, L., Byrne, H., Mattern, C., Watt, C. & vivó, M. (2010). Health Related Fitness of Youths with Visual Impairments [Versão eletrônica]. *Journal of Visual Impairment & Blindness*, 104(6), 349-359, disponível em

<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=a9h&AN=50960493&lang=pt-br&site=ehost-live>.

- Longmuir, P., & Bar-Or, O. (2000). Factors Influencing the Physical Activity Levels of Youths With Physical and Sensory Disabilities [Versão Eletrónica]. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 17(1), 40-53, disponível em <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=6193819&lang=pt-br&site=ehost-live>.
- Martin, M. R., F. (1994). *Vision subnormal. Deficiência visual. Aspectos psicoevolutivos y educativos*. Málaga: Ediciones Aljibe.
- Martínez, J. (1998). *Motricidade, autoconceito e integração de niños ciegos*. Granada. Universidade de Granada/Instituto Andaluz del Deporte.
- Moura e Castro, J. (1993). *Estudo da influência da capacidade de resistência aeróbia na orientação e mobilidade do cego*. Porto: Moura e Castro, J.
- Moura e Castro, J. (1994). *Estudo da influência da capacidade de resistência aeróbia na Orientação e Mobilidade do cego*. Secretariado Nacional de Reabilitação. Lisboa.
- Mundermann, L., Corazza, S., Andriacchi, T. (2006). *The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications*. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3(6).
- Munster, M. A., J. (2005). Actividade Física e Deficiência Visual. In Costa R. e Gorgatti, M. *Atividade Física Adaptada: Qualidade de Vida para pessoas especiais*. Editora Manole, 33-51
- Neiva, H. P., Sousa, A. C. B., de Sousa Teixeira, A. J., Marques, M. C., & Marinho, D. A. (2018). *Sebenta Estudos Práticos Atletismo. UBI - Universidade Beira Interior*.
- Nemtsev, O., Nemtseva, N., & Kucherenko, J. (2015). *COMPARISON OF TECHNIQUE CHARACTERISTICS OF SPRINT RUNNING AT MAXIMAL AND SUBMAXIMAL SPEEDS*. Comunicação apresentada em ISBS-Conference Proceedings Archive.

- Nigg, B., & Segesser, B. (1992). Biomechanical and orthopedic concepts in sport shoe construction. *Medicine and science in sports and exercise*, 24(5), 595-602.
- Nigg, B. M. (1997). Impact Forces in Running. *Current Opinion in Orthopedics*. 8(VI):43-7.
- Nigg, B. M. (2001). The Role of Impact Forces and Foot Pronation: A New Paradigm. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 11:2-9.
- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. University of Minnesota. *Gait and Posture*. 7:77-95.
- Oh, H.-K., Ozturk, M. A., & Kozub, F. M. (2004). Physical activity and social engagement patterns during physical education of youth with visual impairments. *RE VIEW*, 36, 39-48.
- OMS. (2004). Magnitude and causes of visual impairment. [On Line]: Disponível no site: <https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/blindness-and-visual-impairment>.
- OMS. (2014). Visual impairment and blindness. Disponível em <https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/blindness-and-visual-impairment>.
- OMS. (2015). Physical Activity. Disponível em <https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/physical-activity>.
- Paiva, J. (1981). O desenvolvimento motor da criança cega nos primeiros anos de vida. *Ludens*, 6 (1), 44-48.
- Paiva, M. C. A. (2002). Relação entre a performance da maratona e parâmetros internos e externos da carga. Tese de doutoramento -Universidade do Porto.
- Pereira, C. (1998). *Estudo comparativo do tempo de reação simples e de escolha em indivíduos com deficiência visual praticantes e não praticantes de atividades desportivas*. Pereira, C. Dissertação de Mestrado em Ciências do Desporto na Área da Atividade Física Adaptada apresentada na Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física. Universidade do Porto.
- Pereira, L. (1980). "Definição e classificação" - sobre o conceito de deficiência visual. *Ludens*, 4(4), 37-40.
- Pereira, L. (1993). Estruturação Espacial e Equilíbrio: *Estudo com Crianças de Visão Nula ou Residual*. Série: Psicologia 12. Instituto Nacional de Investigação Científica/Lisboa.

- Perry, J. (2005). *Análise de Marcha. Volume 1: Marcha Normal*. (A. Araújo & C. Freitas, Trad.) São Paulo: Manole.
- Ribeiro, A. P. (2013). Padrão de apoio e impacto dos pés com o solo durante a corrida de corredores com história e sintoma de fascite plantar e sua relação com o arco longitudinal medial e ângulo do retropé. Tese de Doutorado. Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Programa de Fisiopatologia Experimental. USP.
- Rodney, P. (2003). The psychological aspect of visual impairment as a central understanding in the development of inclusion [Versão eletrônica]. *British Journal of Visual Impairment*, 21(1), 19-24, disponível em <http://jvi.sagepub.com/content/21/1/19.abstract>.
- Rodrigues, N. (2002). *Goalball: estudo sobre o estado de conhecimento da modalidade e avaliação desportiva - motora dos atletas*. Porto: Rodrigues, N. Dissertação de Mestrado em Ciências do Desporto na Área da Atividade Física Adaptada apresentada a Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física. Universidade do Porto.
- Rodríguez, M. G., Bueno, S. T., & Cobo, A. D. (1994). *Desarrollo cognitivo y deficiencia visual*. Comunicação apresentada em Deficiencia visual: aspectos psicoevolutivos y educativos.
- Rosadas, S. (1989). *Atividade Física Adaptada e Jogos Esportivos para o Deficiente: Eu Posso Vocês Duvidam?* Rio de Janeiro: Livraria Ateneu.
- Seagrave, L. (1996). Introduction to sprinting. *New Studies in Athletics*, 11(2), 93-113.
- Shaw, A., Flack, A., Smale, B., & Gold, D. (2012). Finding a Way to Participate: Physical Activity, Constraints, and Strategies [Versão eletrônica]. *Insight: Research & Practice in Visual Impairment & Blindness*, 5(3), 139-153, disponível <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=a9h&AN=88925211&lang=pt-br&site=ehost-live>.
- Sherrill, C. (2004). *Adapted physical activity, recreation, and sport crossdisciplinary and lifespan* (6th ed.). Boston: McGraw-Hill.
- Silva, M. (1991). *Desporto para Deficientes. Corolário de uma evolução conceptual*. Dissertação apresentada às provas de Aptidão Pedagógica e Capacidade

- Científica da Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física do Porto. Universidade do Porto.
- Soares, T. S. A. (2016). *Análise Cinética e Cinemática da Corrida em Maratonistas com Calçado Tradicional, Minimalista e Descalço*. Porto: T.S.A. Soares. Tese de Doutoramento em Ciências do Desporto apresentada à Faculdade de Desporto da Universidade do Porto.
- Stoffels, F., Kober, R. S., Pupo, J. D., Junior, I. d. R., & Mota, C. B. (2007). Análise de variáveis cinemáticas da corrida de jovens velocistas. *revista portuguesa de ciências do desporto*, 7(1), 59-67.
- Sweeney, B. (1980). Assessment of body image among blind athletes, sighted athletes, and sighted non-athletes. [On-Line]: [Consultado em 14.06.2006]. Recuperado in Sport Discus 1830-1996.
- Tellez, M. B., M. (1994). Sprint training. *NSCA journal* 34-36, 66.
- Watkinson, S., & Sheridan, G. (2005). Visual impairment in children. *Nursing Standard (through 2013)*, 19(51), 58.
- West, S., Rubin, G., Broman, A., Munõz, B., Roche, K., & Turano, K. (2002). How does visual impairment affects performance on tasks of everyday life? The SEE Project. Salisbury Eye Evaluation [Versão eletrónica]. *Archives Of Ophthalmology (Chicao, Ill.: 1960)*, 120(6), 774-780, disponível em <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=mnh&AN=12049583&lang=pt-br&site=ehost-live>.
- White, R., Agouris, I. & Fletcher, E. (2005). *Harmonic analysis of force platform data in normal and cerebral palsy gait*. *Clinical Biomechanics*, 20: 508-516.
- Whittle, M. (2007). *Gait Analysis: An introduction*. 4th Edition. Philadelphia: Elsevier, Ltd.
- Williams, D. S. D., I.S. Manal, K.T. (2000). Lower extremity mechanics in runners with a converted forefoot strike patterna. *Journal of Applied Biomechanics*. 16:210-8.
- Winter, D. (2004). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (3rd ed.). New York: Wiley.
- Wu, G., & Cavanagh, P. R. (1995). ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *Journal of biomechanics*, 28(10), 1257-1261.

Zatsiorsky, V. (2000). *Biomechanics in sport: performance enhancement and injury prevention*. Oxford/Malden: IOS Medical Commission, International Federation of Sports Medicine.

7.1. Anexos

Anexo I – Consentimento Informado

CONSENTIMENTO INFORMADO, ESCLARECIDO E LIVRE PARA PARTICIPAÇÃO EM ESTUDOS DE INVESTIGAÇÃO (de acordo com a Declaração de Helsínquia e a Convenção de Oviedo)

Por favor, leia com atenção a seguinte informação. Se achar que algo está incorreto ou que não está claro, não hesite em solicitar mais informações. Se concordar com a proposta realizada assine o documento no respetivo lugar.

Título do estudo: Análise Biomecânica da Corrida em Invisuais e Normovisuais.

Enquadramento: O estudo será desenvolvido no âmbito da Tese do Mestrado da Atividade Física Adaptada da Faculdade de Desporto da Universidade do Porto, orientada pelo Professor Doutor Leandro Machado (Docente do Gabinete de Biomecânica da Faculdade de Desporto da Universidade do Porto).

Explicação do estudo: Este estudo tem por objetivo fazer uma análise biomecânica da corrida em indivíduos invisuais e normovisuais, de forma a caracterizar mais pormenorizadamente os padrões. Nenhum método de análise irá provocar dor. O individuo terá de correr numa passadeira, onde estarão inseridas plataformas de forças, estando este seguro por um arnês, não comprometendo a sua integridade física. Serão colocados marcadores refletores nas articulações de forma a que possam ser identificados os pontos anatómicos de interesse para a análise e o seguimento do respetivo movimento. De seguida toda a informação recolhida anteriormente será processada por um programa informático que irá calcular os parâmetros em avaliação.

Condições e financiamento: Os envolvidos no estudo irão participar voluntariamente, não sendo prejudicados de qualquer forma e podendo desistir a qualquer momento. Os representantes legais que autorizem a participação dos

indivíduos serão responsáveis pelas deslocações ao local de investigação (Laboratório de Biomecânica da Universidade do Porto – LABIOMEPP - Faculdade de Desporto).

Confidencialidade e anonimato: É assegurada a confidencialidade e o uso exclusivo dos dados recolhidos para este estudo, não se tornando pública nenhuma identidade dos indivíduos. **Todos os dados recolhidos serão mantidos confidenciais e serão usados apenas para fins científicos de forma anónima.**

As imagens serão observadas apenas pelos investigadores para a referida análise, podendo estas serem alvo de publicação/apresentação científica, mantendo os devidos parâmetros de confidencialidade e proteção dos dados de cada indivíduo, sendo apenas revelado se é sedentário/atleta , masculino/feminino e idade.

Grata pela atenção,
Débora Pato

Declaro ter lido e compreendido este documento, bem como as informações verbais que me foram fornecidas pela/s pessoa/s que acima assina/m. Foi-me garantida a possibilidade de, em qualquer altura, recusar participar neste estudo sem qualquer tipo de consequências. Desta forma, aceito participar neste estudo e permito a utilização dos dados fornecidos de forma voluntária, que apenas serão utilizados para esta investigação confiando assim na confidencialidade e anonimato que me foram apresentadas pelo/s investigador/es.

Nome do participante: _____

Assinatura: _____

(Em caso de menor de idade):

Nome do representante: _____

Grau de Parentesco ou tipo de representação: _____

Assinatura: _____

Este documento, composto por 2 páginas, é feito em duplicado (um normal e outro em braille).

Anexo II – Questionário Sociodemográfico

Nº _____	Nº _____
i. DADOS IDENTIFICATIVOS	i. DADOS IDENTIFICATIVOS
Nome: _____ Género: M ☐ F ☐	Nome: _____ Género: M ☐ F ☐
Idade: _____ Altura: _____ Peso: _____	Idade: _____ Altura: _____ Peso: _____
Profissão: _____ Distrito: _____	Profissão: _____ Distrito: _____
ii. SAÚDE	ii. SAÚDE
Normovisual ☐ Invisual ☐ Cegueira total ☐ Baixa Visão ☐	Normovisual ☐ Invisual ☐ Cegueira total ☐ Baixa Visão ☐
Etiologia: Congénita ☐ Adquirida ☐	Etiologia: Congénita ☐ Adquirida ☐
Tem algum problema de saúde? Sim ☐ Não ☐	Tem algum problema de saúde? Sim ☐ Não ☐
Qual: _____	Qual: _____
iii. ATIVIDADE FÍSICA E DESPORTIVA	iii. ATIVIDADE FÍSICA E DESPORTIVA
Pratica alguma modalidade? Sim ☐ Não ☐	Pratica alguma modalidade? Sim ☐ Não ☐
Modalidade: _____ Tempo de prática: _____	Modalidade: _____ Tempo de prática: _____
Pé dominante: _____	Pé dominante: _____
Tem ou teve treino de Orientação e Mobilidade? Sim ☐ Não ☐	Tem ou teve treino de Orientação e Mobilidade? Sim ☐ Não ☐
Quanto tempo: _____	Quanto tempo: _____
Data de observação: ____/____/____ Observador: _____	Data de observação: ____/____/____ Observador: _____