



Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra

Mestrado em Fisioterapia - Especialização no Movimento
Humano

A influência da utilização de palmilhas propriocetivas na postura, equilíbrio e no tónus do tibial anterior, gastrocnémio medial e eretor da espinha

Dissertação elaborada com vista à obtenção do Grau de Mestre na

Área da Fisioterapia na especialidade do Movimento Humano

Docente

Professora Doutora Maria Antonio Castro

Discente

Carlos Alberto Morgado Santos

Coimbra, Março de 2017

“Para ser grande, sê inteiro:

Nada teu exagera ou exclui.

Sê todo em cada coisa.

Põe quanto és no mínimo que fazes.

Assim, em cada lago a lua toda Brilha,

Porque alta vive.”

Ricardo Reis



Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra
Mestrado em Fisioterapia - Especialização no Movimento
Humano

A influência da utilização de palmilhas proprioceativas na postura, equilíbrio e no tónus do tibial anterior, gastrocnémio medial e eretor da espinha

Dissertação elaborada com vista à obtenção do Grau de Mestre na

Área da Fisioterapia na especialidade do Movimento Humano

Docente

Professora Doutora Maria Antonio Castro

Discente

Carlos Alberto Morgado Santos

Coimbra, Março de 2017

Aos meus Filhos:

Joana, Beatriz e Francisco.

Aquilo que nos separa dos nossos sonhos,
não é a dificuldade de os atingir,
mas a vontade em os realizar.

Índice

RESUMO	14
ABSTRACT	15
AGRADECIMENTOS.....	16
1- INTRODUÇÃO	17
2- REVISÃO DA LITERATURA.....	21
2.1 - Postura	21
2.1.1 - Vista anterior num plano frontal.....	23
2.1.2 - Vista de perfil num plano sagital.....	24
2.1.3 - Vista posterior	25
2.1.4 - Vista superior (plano transversal ou horizontal).....	25
2.2 - A influência dos estímulos sensoriais na postura e no equilíbrio	25
2.3 - A influência da informação sensorial plantar sobre a postura e equilíbrio	28
2.4 - O calçado e as palmilhas como meio terapêutico ou profilático	29
2.5 - Palmilhas propriocetivas ou posturais	31
2.6 - O uso da eletromiografia para avaliação da influência das palmilhas.....	33
2.7 - A avaliação da estabilidade, equilíbrio ou controlo postural.....	35
2.8 - A análise cinemática.....	37
3 - METODOLOGIA	38
3.1 - Objetivos e hipóteses.....	38
3.2 - Desenho do estudo	38
3.2.1 - Amostra.....	38
3.2.2 - Protocolo de avaliação posturológica segundo Bricot (Bricot 2006).....	39
3.2.3 - Critérios de inclusão.....	40
3.2.4 - Critérios de exclusão	40
3.3 - Recolha de dados	40
3.3.1 - Avaliação podoposturológica para atribuição de palmilhas	41
3.3.2 - Recolha de dados eletromiográficos (EMG)	46
3.3.3 - Recolha de dados cinemáticos.....	50
3.3.4 - Recolha de dados na plataforma de força	53
3.3.5 - Recolha de dados com cinemáticos, com uso de fotografia.....	53
3.4 – Processamento dos dados.....	55
3.4.1 -Cinemáticos.....	55

3.4.2 – Equilíbrio CoP	56
3.4.3 - Eletromiográficos	56
3.5 - Análise estatística e tratamento de dados.....	57
4 - RESULTADOS	58
4.1 - Caracterização da amostra.....	58
4.2 – Resultados da avaliação postural	59
4.2.1 - Plano frontal - Vista anterior.....	59
4.2.2 - Plano frontal - Vista posterior	64
4.2.3 - Plano sagital	65
4.2.4 - Plano Transverso	69
4.3 – Análise das variáveis cinemáticas.....	73
4.3.1 - Plano Sagital	73
4.3.2 – Plano frontal	76
4.4 – Análise da %MCV do EMG	80
4.5 – Análise do equilíbrio através da amplitude médio-lateral e antero-posterior do CoP	83
5- DISCUSSÃO	86
5.1 – Amostra	86
5.2 – Análise Postural	87
5.2.1 – Plano frontal	87
5.2.2 – Plano sagital	89
5.2.3 – Plano transversos.....	89
5.3 - Análise das variáveis cinemáticas	90
5.3.1 – Plano sagital	90
5.3.2 – Plano frontal	90
5.4 - Análise da %MCV EMG.....	91
5.5 – Análise CoP	92
7- LIMITAÇÕES DO ESTUDO	92
6- CONCLUSÕES.....	93
8 - BIBLIOGRAFIA.....	94
Anexo I.....	106
Anexo II	107

Índice de figuras e imagens

Figura 1 - Plano frontal vista anterior ¹⁰	23
Figura 2 - Postura normal no plano sagital. Vista de perfil ¹⁰	24
Figura 3 - Postura normal no plano horizontal. Vista superior ¹⁰	25
Figura 4 - As três estratégias para a manutenção do equilíbrio segundo Horak ¹²⁶	28
Figura 5 - Tempo de adaptação co corpo as palmilhas ¹⁰	33
Figura 6 - Seleção dos sujeitos para a amostra do estudo	39
Figura 7 - Podoscópio. Avaliação da planta do pé e colocação de peças podais	41
Figura 8 - Peças podais pré fabricadas para correção postural	42
Figura 9 - Teste dos polegares ascendentes ¹⁴	42
Figura 10 - Nivelamento dos indicadores.....	42
Figura 11- Nivelamento das cristas ílica ¹⁰	42
Figura 12 - Alterações posturais no plano sagital. Distância fio de prumo ao ápex lombar e cervical ¹⁰	43
Figura 13 - Limitação da rotação cervical ¹⁰	43
Figura 14 - Pedigrafo. Obtenção da impressão plantar	43
Figura 15 - Recorte do local das peças podais na folha da impressão plantar	44
Figura 16 - Gabaritos	44
Figura 17 - Termomodeladora de vácuo NAMROL Podosmart®	45
Figura 18 - Podolizadeira Creusen®	45
Figura 19 - Palmilha finalizada com pormenor na parte inferior, da localização das peças podais	45
Figura 20 - Colagem das peças podais na base de resina	45
Figura 21 - Equipamento BioPLUX® research para EMG.....	46
Figura 22 - Hub Wireless para EMG	46
Figura 23 - Eléctrodo de gel para EMG	47
Figura 24 - Localização dos pontos de colocação dos eléctrodos para EMG.....	47
Figura 25 - Câmara Optoeléctricas Qualisys Ouos® Motion e Video	50
Figura 26 - Distribuição das câmaras no laboratório	51
Figura 27 - Localização das marcas retro-refletores para obtenção de dados cinemáticos.....	52
Figura 28 - Aquisição de dados Cinemáticos, EMG e plataforma de força	52
Figura 29 - Plataforma de força Bertec®	53
Figura 30 - Referencial para obtenção de fotografia da postura nos vários planos	54
Figura 31 - Fotografia para dados cinemáticos nos planos frontal (vista posterior e anterior) e sagital (esquerdo e direito)	54
Figura 32 - Análise postural – modelo criado para análise de dados cinemáticos com Visual 3D ..	55
Figura 33 - Análise postural - dados cinemáticos com Kinovea®	55
Figura 34 - Valores referência no CP (- e +) ⁹⁹	56
Figura 35 - Plano sagital. Linha de referência até ao ápex cervical.	73
Figura 36 - Ângulo entre a linha que une os dois acromions e o solo	76
Figura 37 - Referência em relação ao ombro esquerdo.....	76
Figura 38 - Referência em relação a EIAS esquerda.....	78
Figura 39 - Assimetria das cinturas	79

Figura 40 - Ângulos na assimetria de cinturas 80

Índice de gráficos

Gráfico 1 – Diferença da linha de referência ao ápex cervical (cm).....	74
Gráfico 2 – Diferença entre a linha de referência e o ápex lombar (cm).....	75
Gráfico 3 - Diferenças no ângulo entre linhas que une os dois acromions e o solo de T0 para T1 (°)	77
Gráfico 4 - Diferenças no ângulo entre a linha que une as duas EIAS e o solo de T0 para T1(°)	78
Gráfico 5 - Diferença entre T0 e T1 nos valores do ângulo entre a linha que une as duas EIAS e a linha que une os do acromions (°)	80
Gráfico 6 - Valores médios de %MCV.....	80
Gráfico 7 - Valores máximos de % MCV.....	81
Gráfico 8 - Valores mínimos de %MCV.....	81
Gráfico 9 - Valores médio da amplitude ML e AP do CP (mm)	83
Gráfico 10 - Valores máximos da amplitude ML e AP do CP (mm)	84
Gráfico 11 - Valores mínimos da amplitude ML e AP do CP (mm).....	84

Índice de tabelas

Tabela 1 : Correspondência do número da caixa com o local de colocação dos eléctodos.....	48
Tabela 2 : Caracterização dos indivíduos por idade, peso, altura, e número de calçado	58
Tabela 3 : Distribuição de indivíduos por género.....	58
Tabela 4 : Distribuição de indivíduos por prática desportiva.....	58
Tabela 5: Distribuição de indivíduos por membro dominante	59
Tabela 6: Quadro de frequências da horizontalidade dos ombros.....	59
Tabela 7 : Tabulação cruzada. Avaliação da horizontalidade dos ombros	60
Tabela 9 : Avaliação da horizontalidade dos ombros - Teste qui-quadrado.....	60
Tabela 10 : Quadro de frequências da horizontalidade das cristas ilíacas	60
Tabela 11 : Tabulação cruzada. Avaliação da horizontalidade das cristas ilíacas	61
Tabela 12 : Avaliação da horizontalidade das cristas ilíacas - Teste qui-quadrado	61
Tabela 13 : Avaliação do nivelamento dos indicadores	62
Tabela 14 : Alteração do nivelamento dos indicadores em T1	62
Tabela 15 : Tabulação cruzada. Avaliação da horizontalidade dos indicadores	62
Tabela 15 : Avaliação da horizontalidade dos indicadores – Teste qui-quadrado.....	62
Tabela 16 : Diminuição da força dos extensores do punho	63
Tabela 18 : Tabulação cruzada. Diminuição da força dos extensores do punho	63
Tabela 19 : Diminuição da força dos extensores do punho – Teste qui-quadrado	63
Tabela 20 : Tabela de frequências da horizontalidade das EIPS	64
Tabela 20 : Tabulação cruzada da horizontalidade das EIPS.....	64
Tabela 22 : Horizontalidade das EIPS. Teste qui-quadrado	64
Tabela 23 : Posicionamento do plano escapular em relação ao fio-de-prumo	65
Tabela 24 : Tabulação cruzada. Posicionamento do plano escapular em relação ao fio-de-prumo	65
Tabela 25 : Posicionamento do plano escapular em relação ao fio-de-prumo – Teste qui-quadrado	66
Tabela 26 : Tabela de frequências. Distância do fio-de-prumo ao ápex lombar	66
Tabela 27 : Tabulação cruzada. Distância do fio-de-prumo ao ápex lombar.....	66
Tabela 28 : Distância do fio-de-prumo ao ápex lombar. Teste qui-quadrado	67
Tabela 29 : Tabulação cruzada. Distância do fio-de-prumo ao ápex lombar (em número de dedos transversos do avaliador)	67
Tabela 30 : Tabela de frequências. Distância do fio-de-prumo ao ápex cervical.....	67
Tabela 31 : Tabulação cruzada. Distância do fio-de-prumo ao ápex cervical	68
Tabela 32 : Distância do fio-de-prumo ao ápex cervical. Teste qui-quadrado	68
Tabela 33 : Tabulação cruzada. Distância do fio-de-prumo ao ápex cervical (em número de dedos transversos do avaliador)	69
Tabela 34 : Tabela de frequências. Anteriorização do ombro	69
Tabela 35 : Tabulação cruzada. Anteriorização do ombro.....	69
Tabela 36 : Anteriorização do ombro Teste qui-quadrado	70
Tabela 37 : Tabela de frequências. Anteriorização da pélvis	70
Tabela 38 : Tabulação cruzada. Anteriorização da pélvis	70
Tabela 39 : Anteriorização da pélvis. Teste qui-quadrado.....	71

Tabela 40 : Tabela de frequências da limitação da rotação cervical direita	71
Tabela 41 : Tabulação cruzada. Limitação da rotação cervical direita.....	71
Tabela 42 : Limitação da rotação cervical direita. Teste qui-quadrado	72
Tabela 43 : Tabela de frequências. Limitação da rotação cervical esquerda.....	72
Tabela 44 : Tabulação cruzada. Limitação da rotação cervical esquerda.	72
Tabela 45 : Limitação da rotação cervical esquerda. Teste qui-quadrado	72
Tabela 46 : Tabela de diferença entre a linha de referência e o ápex cervical (cm).....	74
Tabela 47 : Teste de amostras emparelhadas (T-Test) para a diferença entre a linha de referência e o ápex cervical	74
Tabela 48 : Máximos, mínimos e médias entre a linha de referência e o ápex lombar (cm)	75
Tabela 49 : Teste de amostras emparelhadas (T-Test) para a diferença entre a linha de referência e o ápex lombar.....	76
Tabela 50 : Máximos, mínimos e médias do ângulo entre a linha que une os dois acromions e o solo (°)	77
Tabela 51 : Teste de amostras emparelhadas (T-Test) para o ângulo entre as linhas que une os dois acromions e o solo.....	77
Tabela 52 : Máximos, mínimos e médias do ângulo entre a linha que une as duas EIAS e o solo (°)	78
Tabela 53 : Teste de amostras emparelhadas (T-Test) para o ângulo entre as linhas que une as duas EIAS e o solo.....	79
Tabela 54 : Médias e desvio padrão de %MCV	82
Tabela 55 : Correlações das amostras emparelhadas de % MCV (mV).....	82
Tabela 56 : Teste de amostras emparelhadas (t-Test) de % MCV (mV).....	83
Tabela 57 : Valores médios, máximos e mínimos da amplitude médio-lateral e antero-posterior do CP (mm).....	83
Tabela 58 : Médias e desvio padrão de CP.....	84
Tabela 59 : Correlações das amostras emparelhadas de CP.....	85
Tabela 60 : Teste de amostras emparelhadas (T-test) de CP	85

Índice de siglas

AP	- Ântero-posterior
C1	- Primeira vertebra cervical
CG	- Centro de Gravidade
CoM	- Centro de Massa
CM	- Centro de Massa
CoP	- Centro de Pressão
CoPX	- Coordenada medio-lateral do Centro de Pressão
CopY	- Coordenado ântero-posterior do Centro de Pressão
CP	- Centro de Pressão
EE	- Eretor da Espinha
EED	- Eretor da Espinha Direito
EEE	- Eretor da Espinha Esquerdo
EIAS	- Espinha Ilíaca Antero Superior
EIPS	- Espinha Ilíaca Pósterio Superior
EMG	- Eletromiografia
EVA	- Etilvenilacetato
GM	- Gastrocnémio Medial
GMD	- Gastrocnémio Direito
GME	- Gastrocnémio Esquerdo
L3	- Terceira vertebra lombar
L4	- Quarta vertebra lombar
L5	- Quinta vertebra lombar
MCV	- Máxima Contração Voluntária
ML	- Medio-lateral
SNC	- Sistema Nervoso Central
T0	- Segundo momento de avaliação
T1	- Primeiro momento de avaliação
TA	- Tibial Anterior
TAD	- Tibial Anterior Direito
TAE	- Tibial Anterior Esquerdo

RESUMO

Introdução: A postura pode ser descrita como o correto posicionamento de todos os segmentos do corpo e é considerada um importante preditor de boa saúde. O mau alinhamento postural e as alterações do equilíbrio são descritos como fatores determinantes para o aparecimento de patologias do sistema músculo-esquelético. A utilização das palmilhas propriocetivas como meio normalizador da postura e equilíbrio, é uma ferramenta que tem sido cada vez mais utilizada para melhorar e prevenir estas alterações.

Objetivo: Avaliar as diferenças em sujeitos que usem diariamente palmilhas propriocetivas, durante 8 semanas, ao nível da postura, equilíbrio e na atividade mioelétrica (EMG) do tibial anterior (TA), gastrocnémios medial (GM) e eretor da espinha (EE).

Métodos: Foram avaliados 17 indivíduos com alterações posturais não sintomáticas. Obtiveram-se dados posturais através da análise cinemática, utilizando 10 câmaras de alta velocidade. Para a atribuição das palmilhas, foi usado um protocolo de avaliação de dados posturais específico. Recorreu-se a uma plataforma de forças, que forneceu dados do comportamento da amplitude do Centro de Pressão (CP), no sentido médio-lateral (ML) e ântero-posterior (AP). Foi avaliada a % relativa à MCV EMG do TA, GM e EE. Após 8 semanas de utilização diária das palmilhas propriocetivas, repetiu-se o protocolo inicial.

Resultados: Encontraram-se melhorias nos parâmetros posturais para atribuição das palmilhas nomeadamente, na horizontalização dos ombros, cristas ilíacas (plano frontal e transversal), no nivelamento dos dedos indicadores, das EIPS, na força dos extensores do punho e na rotação cervical direita e esquerda. Obtiveram-se resultados de $p < 0,05$ na rotação cervical direita e esquerda nivelamento dos indicadores e das EIPS. Observou-se uma redução na % MCV do EMG nos músculos TA direito e esquerdo e GM esquerdo. Na amplitude média percorrida pelo CoP no sentido ML e AP encontrou-se uma diminuição dos valores no segundo momento de avaliação. Com exceção do TAE, os restantes dados de EMG e CoP não mostraram ser estatisticamente significativos.

Conclusão: Apesar de apenas alguns resultados terem significância estatística a utilização de palmilhas propriocetivas mostrou melhorias na postura e equilíbrio. O aumento do tempo de utilização das palmilhas, e a utilização de amostra com alterações posturais sintomáticas ou patologia específica poderá aumentar a expressão dos resultados agora obtidos.

Palavras-chave: Palmilhas propriocetivas, postura corporal, equilíbrio, EMG e Centro de Pressão

ABSTRACT

Introduction: Posture can be described as the correct positioning of all segments of the body and is considered an important predictor of good health. Poor postural alignment and balance, are described as a deciding factor for the appearance of musculoskeletal system pathologies. The use of proprioceptive insoles as a means of normalizing posture and balance is a tool that has been increasingly used to improve and prevent these changes.

Objective: Evaluate the differences in posture, balance and myoelectric activity (EMG) of the tibialis anterior (TA), gastrocnemius medialis (GM) and erector spinae (EE), in subjects that uses daily proprioceptive insoles for 8 weeks.

Methods: 17 subjects with no symptomatic postural changes were analyzed. Postural data were obtained through kinematic analysis using 6 Oquos Qualisys® high-speed cameras and Kinovea® software. To Insole prescription, a specific protocol of evaluation for postural data was used. A Bertec® FP4060-07-1000 pressure platform was used to provide the amplitude of center of pressure (CP) in mediolateral (ML) and anterior-posterior (AP) sway. The % MCV EMG of TA, GM and EE were evaluated. After 8 weeks of daily use of the proprioceptive insoles, the same initial protocol was repeated. Statistical data were analyzed with SPSS v24.

Results: Improvements in the postural parameters for prescription of proprioceptive insoles were obtained, namely the horizontalization of the shoulders, iliac crests (frontal and transverse plane), the leveling of the index fingers, PSIS, the strength of the right and left wrist extensors and the cervical rotation were found. Results of $p < 0.05$ were obtained in the right cervical rotation and left, leveling of the indicators and PSIS. A decrease in %MC of the EMG in the right and left TA and left GM muscles was observed. The mean amplitude traveled by the CP in ML and AP, became smaller. With the exception of TAE, the remaining Cop and EMG data were not statistically significant.

Conclusion: The use of proprioceptive insoles proved to be a good method for changing posture and balance. However, the statistical significance of the data, does not demonstrate this.

We believe that the outcomes would be more expressive, by increasing the weeks of use of the insoles, modifying population (in age, symptomatic postural changes or specific pathology). Further studies should be done.

Key words: Proprioceptive insoles, body posture, balance, EMG and pressure center.

AGRADECIMENTOS

É com enorme satisfação que expresso o meu mais sincero agradecimento, a todos aqueles que, neste longo percurso, tornaram a realização deste trabalho possível.

Ao Coordenador do Mestrado, Professor Doutor Luís Cavalheiro, e aos meus professores, agradeço a oportunidade e o privilégio que tive em frequentar este Mestrado. Contribuiu para o enriquecimento da minha formação académica, científica e pessoal e me fez regressar à ESTeS-Coimbra, 22 anos depois.

Um agradecimento muito especial à minha orientadora, Professora Doutora Maria António Castro, pela elevada competência na orientação, pela magnífica ajuda, apoio, conselhos, sugestões, por ter sempre uma palavra de incentivo e principalmente por ter acreditado em mim.

A todos os alunos do Curso de Fisioterapia que se dispuseram a ajudar na recolha dos dados. Sem vós, este estudo teria sido muito mais difícil.

Ao amigo Zé Esteves, que me deu uma preciosa ajuda na recolha dos dados e pelo incentivo que foi transmitindo nas suas palavras.

Aos Motores a Broa, equipa de amigos, especialmente ao meu irmão, que me ajudaram a descobrir que, por muito que o caminho custe a percorrer, só devemos pensar no metro que temos à nossa frente e que “juntos vamos a qualquer lado”.

Ao Fernando Mendes, amigo de longa data e de outras lutas, pelo seu peculiar modo de me (desa)sossegar.

À Caritas Diocesana de Coimbra, que me deu a oportunidade de fazer este percurso de uma forma menos penosa.

Ao Nuno Dias e Filipe Rosa pela força e garra que têm e sempre me inspiraram.

A todos os amigos, colegas de trabalho e pessoal da secção de Judo da AAC, que sempre me incentivaram a continuar, pela paciência e força que prestaram nos momentos menos fáceis e de algum desânimo.

À minha mãe, porque este é um trajeto de pequenino e por me ter ensinado a ser persistente e acreditar.

Por fim, um obrigado do tamanho do universo à MINHA FAMÍLIA, pelo apoio incondicional, compreensão nas minhas ausências e estados de humor e por estarem sempre presentes. Um obrigado muito especial à minha mulher, “porto de abrigo”, por ser tão paciente e disponível para me aturar nestas aventuras.

Um grande Bem-haja a todos.

1- INTRODUÇÃO

Um sistema equilibrado e alinhado permite uma maior eficiência energética e um menor desgaste ¹.

A postura corporal pode ser considerada como o posicionamento de todos os segmentos corporais num determinado espaço temporal e implica que o centro de gravidade se projete dentro da base de sustentação, requerendo para isso, uma atividade muscular mínima e conseqüente mínimo gasto energético ². A postura é a base fundamental para uma correta função do corpo ³ e as suas interações com os vários sistemas apresenta uma complexidade semelhante ao controlo do movimento ⁴.

A alteração de uma posição ótima de alinhamento (alterações biomecânicas do alinhamento/desequilíbrio postural) conduzirá a zonas de conflito que poderão culminar em processos patológicos ^{5,6} sendo também apontadas como uma das principais causas para o aumento de quedas nos idosos ^{7,8}.

A manutenção da posição ortostática em equilíbrio, requer do ser humano a recolha de numerosas informações que lhe permitem posicionar-se de acordo com as suas necessidades. O sistema nervoso central recolhe e processa um grande conjunto de informações sensório-motoras, visuais e vestibulares que lhe permite a manutenção desse equilíbrio ⁹⁻¹⁴. A Fisioterapia utiliza numerosas abordagens para a recuperação de um bom alinhamento corporal e recuperação de uma postura equilibrada ^{3,15,16}.

O pé é um fundamental elo de ligação físico do ser humano ao meio externo e permite a absorção de impactos, o impulso, o suporte e a distribuição de peso ¹⁴. No pé estão contidas numerosas terminações nervosas sensitivas capazes de recolher variadíssima informação. Os discos de Merkel, os recetores do folículo piloso, os corpúsculos de Pacini, os órgãos terminais de Rufini, os corpúsculos de Messner, os órgãos tendinosos de Golgi e o fuso neuro muscular, detetam alterações do tato, da pressão, temperatura, dor e permitem a localização espacial ^{11,17} sendo fundamentais para um bom ajuste e equilíbrio posturais ^{10,14}. Alterações biomecânicas do pé são também apontadas como causa de patologias e desequilíbrios ⁵. A existência de uma cadeia cinética ascendente explica que as alterações da biomecânica podal tenha repercussões significativas na posição dos membros inferiores ¹⁸, da pélvis ⁵ e do corpo em geral ^{10,14}. Tais repercussões poderão levar ao aparecimento de queixas álgicas ¹⁹⁻²¹. A

modificação da posição ortostática está sempre associada a informações propriocetivas provenientes de alterações da pressão na planta do pé^{13,22-24}.

A utilização de ortóteses e palmilhas tem sido descrita como um método que pode contribuir para uma melhor estática e dinâmicas posturais^{25,26}. Existe uma grande variedade de palmilhas, todas elas com as suas especificidades e anunciados benefícios. Palmilhas ortopédicas, vibratórias, com diferentes inclinações, específicas para atividades desportivas, com texturas particulares com estimulação sensorial através de picos, com diferentes graus de rigidez, usando diferentes materiais e ainda posturais e propriocetivas²⁷. Foi estudada a variedade das palmilhas e os seus benefícios que resultariam com o seu uso, para o alívio de dores podais²⁸, em queixas lombares²⁹, na diminuição da dor e efeitos da osteoartrite dos joelhos³⁰, na instabilidade da tibiotársica³¹, nas lesões de sobrecarga dos membros inferiores^{18,29}, na tendinite do tendão de Aquiles³² na prevenção de quedas e melhoria do equilíbrio nos idosos^{26,33}, na melhoria da marcha e do equilíbrio em sujeitos com alterações no sistema nervoso periférico³⁴ e ainda palmilhas para a prevenção de complicações do pé diabético⁸.

De acordo com Bricot¹⁰, o objetivo para a utilização de palmilhas, é promover o suporte adequado do corpo, a correção de deformidades e a melhoria da função podal. As palmilhas ortopédicas atuam modificando mecanicamente as peças ósseas, e provocando uma báscula corporal. Já as palmilhas propriocetivas proporcionam alterações posturais³⁵ e permitem uma melhor distribuição da carga relativa ao peso do indivíduo no apoio plantar, favorecendo assim, uma melhor distribuição do peso corporal entre os pés e uma menor oscilação por via de uma melhor organização do tónus muscular e postural³⁶. As palmilhas propriocetivas atuam essencialmente ao nível sensório-motor, influenciando a atividade muscular. Contribuem para a alteração das cadeias propriocetivas proporcionando melhoria dos processos de locomoção e incremento dos reflexos corretivos,^{10,14,37}.

O equilíbrio é normalmente referido como a manutenção do corpo dentro dos limites da base de sustentação³⁸. A medida mais utilizada para quantificar o equilíbrio é o centro de pressão. O centro de pressão é o ponto de aplicação das forças verticais projetado numa base de suporte³⁹. As plataformas de força permitem avaliar o comportamento do centro de pressão quanto à área, à distância percorrida e à

velocidade das oscilações corporais, podendo desta forma compreender o equilíbrio e a estabilidade corporal na posição estática³⁹⁻⁴².

A avaliação da postura é feita com base na medição de ângulos e distâncias pré-definidas como normais⁴³. Utiliza-se a análise cinemática com o objetivo de quantificar essas distâncias lineares e as amplitudes angulares através da captação de imagens com o auxílio de marcadores corporais⁴ que posteriormente serão analisados. Com o recurso a estas ferramentas a avaliação da postura deixa de ser um exercício empírico sujeita a erros de observação visual⁴⁴.

O equilíbrio e a postura necessitam de intervenção muscular¹. A avaliação dessa atividade é realizada pela eletromiografia (EMG) e é definida pelo método de registo da atividade elétrica do músculo, quando este realiza uma contração^{1,45}. O equilíbrio e a postura, que pode ser dividida em estática e dinâmica³⁹, necessitam da atividade muscular para a manutenção constante desses estado. A avaliação da EMG vai permitir a determinação de padrões e estratégias que o músculo utiliza para ativação e coordenação durante o movimento ou na estática⁴. Vários autores avaliaram a EMG influência das palmilhas na atividade muscular^{25,46-49}.

As palmilhas propriocetivas, por serem prescritas após uma cuidadosa avaliação do utente, parecem ser as que mais poderão contribuir para a melhoria dos aspetos posturais que estão na base de uma multiplicidade de situações pelas quais diariamente os fisioterapeutas são procurados.

É objetivo deste estudo perceber a influência da utilização de palmilhas propriocetivas na postura, no equilíbrio e na atividade muscular do tibial anterior, gastrocnémio medial e eretores da espinha.

Jovens com alterações posturais irão utilizar palmilhas propriocetivas durante 8 semanas. Serão avaliadas as modificações posturais, do equilíbrio e eletromiográficas que ocorrerem durante esse período de tempo. Para o estudo será utilizado um protocolo de avaliação específico para a confeção das palmilhas, para que cada sujeito receba um par de palmilhas personalizado e que se adequa às alterações posturais por si apresentadas. Para a avaliação cinemática serão usadas câmaras de alta velocidade e registo fotográfico.

As palmilhas posturais ou propriocetivas, por serem prescritas após uma cuidadosa avaliação do utente, parecem ser as que mais poderão contribuir para a

melhoria dos aspetos posturais que estão na base de uma multiplicidade de situações pelas quais diariamente os fisioterapeutas são procurados.

Espera-se com este estudo perceber se o uso das palmilhas propriocetivas é um bom método para a melhoria das alterações posturais e do equilíbrio.

2- REVISÃO DA LITERATURA

2.1 - Postura

O termo postura é usado para descrever a relação entre as várias partes do corpo, a sua disposição anatómica e como eles se interrelacionam⁵⁰.

A postura correta, fundamental para o bem-estar do Homem, consiste num processo extremamente complexo que, para atingir o equilíbrio, exige a cada um, uma consciência integral do seu corpo, dos seus limites e da sua localização correta no espaço²². Em suma, uma profunda maturação somato-psíquico-espiritual, não podendo ser simplesmente considerada como um bom alinhamento estático dos segmentos do corpo¹⁴.

A postura corporal é considerada como sendo a base da fundamental para uma correta função do corpo³ sendo de uma complexidade semelhante ao controlo do movimento⁴. Para que um indivíduo se mantenha em pé, o sistema nervoso central recolhe e processa um grande conjunto de informações sensório-motoras, visuais e vestibulares⁹⁻¹³.

A boa postura, não pode ser considerada como um somatório de informações dado resultar de uma habilidade complexa baseada na interação dos processos dinâmicos sensório-motores¹⁴. Os dois principais objetivos funcionais do controlo postural são a orientação postural e o equilíbrio postural^{9,51}.

A orientação postural, envolve uma reação ativa do alinhamento do tronco e da cabeça em relação à gravidade, às superfícies de suporte, ao ambiente visual envolvente e às referências internas, onde a informação a partir dos sistemas somatossensorial, vestibular e sistemas visuais é integrada. O contributo relativo de cada uma dessas informações depende dos objetivos da tarefa, do movimento a realizar e do contexto ambiental^{10,14}.

O equilíbrio postural envolve a coordenação de estratégias de movimento corporal para estabilizar o centro de massa corporal dentro da base de sustentação, sempre que seja desencadeada uma perturbação externa da estabilidade ou pelo movimento voluntário⁴². A estratégia e as respostas específicas irão depender não só das

características do deslocamento postural, mas também dos objetivos do indivíduo e das experiências anteriormente adquiridas. Os ajustes posturais antecipatórios servem para manter a estabilidade postural compensando as forças desestabilizadoras, associados à movimentação de um membro. A quantidade de processamento necessário para um controlo postural cognitivo, depende tanto da complexidade da tarefa como da capacidade de controlo da postura por parte do sujeito ⁹.

Ao longo dos anos têm sido realizados estudos que nos levam a considerar que o sistema postural é um sistema estruturado, com informações recolhidas em diferentes partes do corpo que são complementares entre si. Tais informações, contribuem para lutar contra a gravidade, opor-se a forças externas, situar o corpo no espaço envolvente, guiar, reforçar e estabilizar o corpo durante o movimento ¹⁰.

A postura bípede é a postura assumida pelo homem desde há milhares de anos. A manutenção de uma postura correta contribuirá para uma menor sobrecarga das estruturas músculo-esqueléticas e resulta num esforço mínimo para a manutenção da posição ⁵².

São inúmeros os fatores que podem afetar a postura: alterações de carácter estrutural ou anatómico, como as escolioses, a dismetria de membros inferiores, alterações congénitas de vertebrae ou costelas; alterações relativas ao envelhecimento em que a altura do corpo ou a deformidade óssea são os pontos principais; alterações fisiológicas decorrentes de gravidez, dores ou desconfortos originários de certas doenças; fatores ocupacionais que em certas ocupações laborais ou recreativas poderão influenciar a postura; alterações patológicas decorrentes do processo de envelhecimento; alterações posturais para diminuir o desconforto originado pela dor; condições que provocam atrofia no sistema músculo-esquelético ⁵⁰.

As posturas que assumimos fornecem-nos pistas acerca da condição dos nossos órgãos, dos traumas, de lesões antigas e novas, patologias mais ou menos graves, mas também da forma como pensamos sobre nós mesmos, sobre a nossa autoconfiança (ou falta dela), sobre o entusiasmo (ou falta dele) ⁵⁰. Temos a tendência a adotar as mesmas posturas em resposta às mesmas emoções.

A postura desempenha um papel importante na identificação da forma como um indivíduo reage às emoções, conseguindo definir e identificar alguns traços de

personalidade. As pessoas que têm uma postura ereta são vistas como mais confiantes e extrovertidas, ao passo que uma postura mais em flexão, indica insegurança e depressão⁵³.

Falar de boa postura é algo controverso, porque ela depende de variadíssimos fatores. No entanto, são descritas por alguns autores, linhas de referência para a melhor compreensão de uma boa postura.

2.1.1 - Vista anterior num plano frontal

Quando observada a postura no plano frontal numa vista anterior, os pés devem repousar no solo de forma harmoniosa e simétrica. Um ligeiro valgo dos calcâneos pode ser considerado como fisiológico e relacionado com o apoio bipedal, que desaparecerá no apoio unipedal.

Neste plano, as linhas que ligam pontos específicos deverão estar horizontais, nomeadamente a linha entre as duas pupilas, entre os dois tragos, entre os dois mamilos, entre os dois processos estiloides do rádio, entre os dois acromions na cintura escapular e entre as duas EIAS na cintura pélvica¹⁰.

Na vista anterior no plano frontal, uma linha vertical irá atravessar a região entre os maléolos mediais, continuará pelo espaço médio entre os joelhos, passará sobre a cicatriz umbilical, pelo bordo anterior do osso esterno e do nariz. As inclinações laterais para direita ou para esquerda, as assimetrias das cinturas escapulares e pélvicas, são observadas neste plano. Caso exista uma inclinação lateral, pressupõe-se uma assimetria postural⁴³.

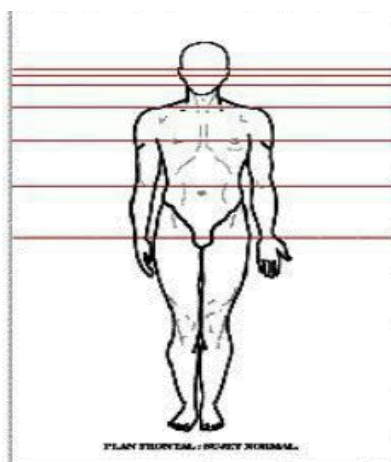


Figura 1 - Plano frontal vista anterior¹⁰

2.1.2 - Vista de perfil num plano sagital

Bricot¹⁰ afirma que na postura estática normal numa vista lateral do plano sagital, o eixo vertical do corpo deverá passar pelo vertex, pela apófise odontoide da 2ª vertebra cervical, pelo corpo da terceira vertebra lombar e projetar-se no solo no centro do quadrilátero de sustentação à mesma distância dos dois pés. O plano escapular e os glúteos deverão estar alinhados.

A linha vertical estará alinhada entre o bordo posterior do processo estiloide do quinto metatarsiano e o bordo anterior do maléolo lateral do tornozelo. Passará pelo bordo posterior da rótula, ligeiramente atrás do eixo da articulação da anca (grande trocânter). No ombro, o eixo vertical passa pela região média lateral da cabeça do úmero; continua até o meato auditivo externo, cerca de um centímetro mais adiante^{14,43}.

No adulto e numa vista de perfil, se for traçada uma linha que liga a nuca, a escápula e os glúteos, a distância dessa linha à coluna lombar, deve ser de 4 a 6 cm (aproximadamente 3 dedos) e de 6 a 8 cm (aproximadamente 4 dedos) na coluna cervical¹⁰.

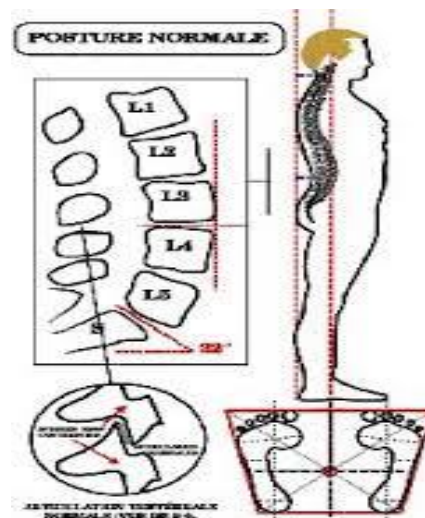


Figura 2 - Postura normal no plano sagital. Vista de perfil¹⁰

Assim para Bricot¹⁰, quando a postura está equilibrada, o ângulo do sacro com a horizontal é de 32°, o disco intervertebral L3/L4 está horizontal, a vertebra de L3 está mais anteriorizada¹⁰.

Gagey afirma que, deverão ser analisados os dois perfis, direito e esquerdo, devendo em ambos ser observadas posturas idênticas¹⁴.

2.1.3 - Vista posterior

Numa vista posterior a linha vertical passará pelo espaço médio entre os joelhos, linha interglútea, processos espinhosos das vértebras de L3 e C7 e protuberância occipital externa e vértex craniano ¹⁴.

2.1.4 - Vista superior (plano transversal ou horizontal)

Num plano transversal são avaliadas as rotações do tronco, colocando-se em evidência as assimetrias das cinturas. O ponto de referência é uma tangente traçada nas faces posteriores dos calcanhares. Com uma observação de cima para baixo, a posição dessa linha ou de qualquer outra que lhe seja paralela é comparada com a posição, no plano horizontal, da cintura pélvica e da cintura escapular ^{10,14}.

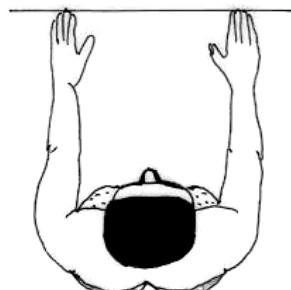
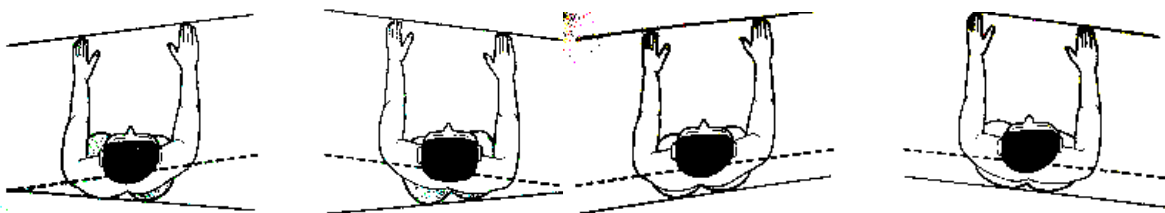


Figura 3 - Postura normal no plano horizontal. Vista superior ¹⁰

No plano horizontal num indivíduo sem alterações posturais, as nádegas e as escápulas deverão estar no mesmo plano. As alterações a estas linhas pressupõem rotações com anteriorizações de um dos ombros ou de um dos lados da pélvis ^{10,14}.



2.2 - A influência dos estímulos sensoriais na postura e no equilíbrio

O equilíbrio pode ser definido como a capacidade que o indivíduo possui para manter o corpo em estabilidade, em relação à força da gravidade ⁵⁴.

É uma função corporal complexa e requer por parte do cérebro, o processamento de múltiplas informações sensoriais e interações biomecânicas do sistema

musculoesquelético⁵⁵, que conduzem a um contexto específico, responsável pela seleção e execução de movimentos de todo o corpo⁵⁶.

O equilíbrio humano, tal como a postura, é um sistema altamente complexo e estruturado. Depende de múltiplas entradas sensoriais que contribuem para a deteção e consequente controlo, de perturbações do equilíbrio e do alinhamento^{12,14}.

A postura e o equilíbrio não podem ser separados. A postura é a relação entre um segmento ou uma parte do corpo com os segmentos adjacentes. Já o equilíbrio representa a relação entre todas as forças que atuam no corpo humano, contribuindo de forma decisiva para a postura e para os mecanismos de controlo postural⁵⁷.

A manutenção do equilíbrio implica que o centro de gravidade se projete dentro da base de sustentação, requerendo a mínima atividade muscular e consequente mínimo gasto energético².

O equilíbrio pode ser classificado em estático e dinâmico. Ele é estático quando o indivíduo possui a capacidade de conservar a sua posição em pé contra a gravidade, mantendo o centro de gravidade dentro da base de sustentação. Será considerado dinâmico quando, após estímulos mecânicos, internos e/ou externos, aplicados ao indivíduo, originam respostas posturais automáticas, que resultam na tentativa de manutenção do centro de gravidade dentro da base de sustentação⁵⁸.

O equilíbrio estático é, segundo a primeira lei de Newton, garantido quando o somatório de todas as forças, verticais e horizontais, que atuam sobre um corpo, é igual a zero⁵⁹. Quando uma dessas condições não é satisfeita, o equilíbrio estático deixa de existir. Gagey e colaboradores¹⁴ afirmam no entanto, que no ser humano o equilíbrio não existe. Se for considerada a definição física, o equilíbrio do corpo humano dificilmente é obtido. Por essa razão alguns autores¹⁴ defendem que em fisiologia, se deva usar o conceito de Estabilidade, ou seja "estado em que um sólido tende a retornar após ser afastado da sua posição inicial".

Os principais mecanismos de equilíbrio ou controlo postural são o aparelho oculomotor, o vestibular e o somato-sensorial^{2,9-12,60}.

O sistema oculomotor contribui para o equilíbrio, através da sua capacidade ímpar de telerreceptor, avaliando as distâncias, mas também fornecendo informação sobre os

movimentos do corpo e a sua oscilação. Este sistema possui a capacidade de planear o movimento e evitar obstáculos ⁶¹.

A influência da visão para o controlo postural é um assunto controverso entre autores. Winter e colaboradores em 1998, num estudo sobre o controlo do equilíbrio numa posição estática, não encontraram resultados que mostrassem que a visão desempenhe um papel fundamental. Os valores que foram encontrados relativos ao centro de pressão (CoP) e centro de massa (CoM), não foram significativamente diferentes em sujeitos que permaneciam em pé durante dois minutos com os olhos abertos e com os olhos fechados. Já para outros autores ^{62,63}, a diminuição da informação visual contribui para uma maior oscilação postural.

O sistema vestibular é responsável pela deteção das acelerações lineares e angulares durante o movimento ^{64,65}. A sua perturbação pode originar desequilíbrios, vertigens ou alterações da visão, sendo uma das causas para a diminuição da mobilidade do indivíduo e por quedas.

O sistema somatossensorial, onde se incluem a proprioceção e o sistema cinestésico, permite ao ser vivo experimentar sensações nas distintas partes do corpo. Estas podem ser sensações de toque, temperatura, da localização ou posicionamento das partes do corpo ou de dor. Os recetores deste sistema encontram-se repartidos pelo corpo e servem para detetar os estímulos mecânicos, químicos e físicos ¹¹. É composto por vários tipos de recetores que determinam a posição, a velocidade dos segmentos do corpo no espaço e o impacto com o meio envolvente, incluindo os pés ^{2,54,55,66}.

Segundo Horak ⁹, existem três tipos de estratégias para a manutenção do corpo em equilíbrio. A primeira, chamada estratégia do tornozelo, acontece quando um corpo se movimenta como um pendulo invertido e resulta quando são necessários pequenos movimentos para manter o corpo dentro da base de sustentação. A segunda é a estratégia da bacia, em que o equilíbrio é mantido pelo movimento da bacia que assim ajustará o centro de gravidade para dentro da base de sustentação. É usada quando o sujeito está numa superfície estreita ou quando o centro de massa se desloca rapidamente. A terceira estratégia é a do passo, em que o equilíbrio é mantido com a mudança da posição de um pé, modificando assim, a base de sustentação ⁹.

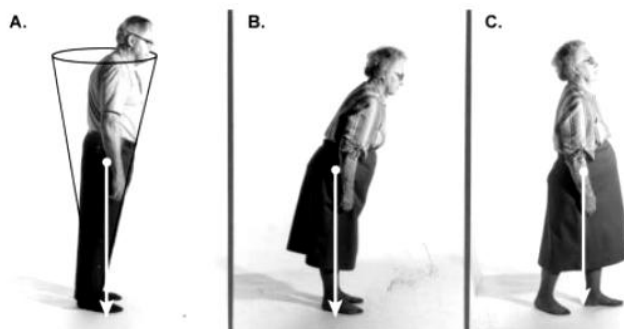


Figura 4 - As três estratégias para a manutenção do equilíbrio segundo Horak¹²⁶.

2.3 - A influência da informação sensorial plantar sobre a postura e equilíbrio

Vários são os estudos que apontam para a importância da informação sensorial originada no pé como contributo para o controlo do equilíbrio^{13,58,67,68}.

Na planta do pé existem regiões específicas que, quando estimuladas, provocam modificações na atividade tónica postural melhorando a horizontalidade da pélvis e consequentemente as assimetrias da coluna vertebral^{10,14}.

O tato e o sistema propriocetivo como parte integrante do sistema somatossensorial, desempenha um papel muito importante no controlo do equilíbrio^{34,69}, fornecendo ao SNC informações acerca de sensação de toque, de pressão, de temperatura e de vibração, através dos corpúsculos de Pacini, de Meissner e terminações nervosas de Ruffini. O sistema propriocetivo através dos fusos neuromusculares e dos órgãos tendinosos de Golgi envia ao SNC, informações relativas à posição articular, sentido de movimento articular e cinestesia. Incluindo a sensação de alongamento e de tensão muscular, os ângulos articulares e a sua modificação^{11,17}.

O pé, que contém inúmeros mecanorreceptores cutâneos, é considerado um mapa sensitivo e origina importantes informações para o equilíbrio corporal, postura, controlo da marcha e da mobilidade e solicitação muscular^{12,46,49,70-72}.

A modificação da posição ortostática está sempre associada a informações propriocetivas provenientes de alterações da pressão na planta do pé^{13,22-24}. A perda de

informação sensorial cutânea na superfície plantar está correlacionada com alterações do controlo e aumenta o risco de quedas ⁷³. Alguns autores ^{12,24,69} estudaram o efeito da temperatura na estabilidade postural tendo verificado que esta diminui com o arrefecimento dos mecanorreceptores existentes nos pés.

A alteração da base de suporte na posição de pé leva a uma adaptação da estabilidade postural ²³. De forma análoga, a aplicação de estímulos vibratórios de altas frequências e de baixa amplitude (100 Hz) em diferentes zonas da planta dos pés leva a uma reação da postura ereta, produzindo modificações na posição do corpo em relação ao espaço ¹³.

2.4 - O calçado e as palmilhas como meio terapêutico ou profilático

A intervenção posturológica permite a ligação de conhecimentos relativos à prevenção e tratamento de problemas posturais através da utilização de palmilhas ¹⁰. A literatura tem mostrado que o calçado tem um papel importante na melhoria do controlo postural ^{74,75}. A utilização de dispositivos que modifiquem a posição e consequente biomecânica plantar, pode influenciar a qualidade de informação sensorial dos pés e pode atuar como um filtro da informação sensorial entre os pés e o ambiente externo ^{76,77}, tendo a capacidade de afetar o equilíbrio ⁷⁸. De acordo com Bricot ¹⁰, o objetivo para a utilização de palmilhas ortopédicas, centra-se no suporte adequado do corpo, na correção de deformidades, e na melhoria da função podal. As palmilhas posturais ou propriocetivas contribuem para o tratamento de alterações posturais, a melhoria dos processos de locomoção, o incremento dos reflexos corretivos, a influência na proprioceção e atividade muscular, e contribuem para a alteração das cadeias propriocetivas ascendentes ^{10,14,37}. Outro tipo de palmilhas foram utilizadas para estudar a sua influência no alívio de dores ²⁸ e no controlo postural ⁸. A utilização de palmilhas como meio de prevenção e tratamento, baseia-se no pressuposto que este dispositivo vai alterar a entrada de informação sensorial no pé, modificando assim, a postura e o equilíbrio corporais ⁷⁹.

A influência da utilização palmilhas, calçado ou outras ortóteses, foi amplamente estudada em diferentes grupos etários, distintas patologias e utilizando dispositivos de

vários tipos. Alguns autores⁷⁴ avaliaram a marcha em idosos saudáveis e verificaram que a função do pé e a estabilidade, foi melhorada quando os indivíduos usaram sapatos prescritos e personalizados em comparação com os valores obtidos quando os indivíduos usavam seus próprios sapatos. A tendência para a utilização de calçado mole por parte dos idosos, com o argumento de proporcionar maior conforto leva a uma solicitação muscular acrescida para a manutenção do equilíbrio em pé e à necessidade de efetuar movimentos mais rápidos, podendo por isso ser desaconselhado⁸⁰. O grupo que investigou os efeitos do tipo de calçado em idosos⁸⁰ concluiu que sapatos com solas macias e espessas, diminuem a estabilidade, reduzindo o sentido de posição articular.

Por outro lado, que a utilização de ortóteses plantares em indivíduos com mau alinhamento do calcâneo revelou-se um fator de melhoria do controlo postural especialmente quando o estímulo visual é removido⁸¹.

Também a utilização de palmilhas vibratórias pode afetar o equilíbrio postural em jovens e idosos, contribuindo para a melhoria das funções somatosensoriais e para a redução dos normais efeitos do processo de envelhecimento no controlo das oscilações posturais e equilíbrio⁸.

Já a utilização de palmilhas macias ou duras em comparação com o pé descalço levou a melhorias significativas na oscilação postural dos idosos, sendo as diferenças mais acentuadas quando comparado o pé descalço com a utilização de palmilhas duras⁷. O autor concluiu ainda que a utilização de palmilhas duras fornece uma maior informação sensorial, podendo ser uma maneira barata e eficaz para reduzir o risco de queda em idosos⁷.

O gasto energético durante a marcha em indivíduos com dores nos membros inferiores, pode ser melhorado com a utilização de palmilhas personalizadas comparativamente a outro tipo de palmilhas⁸². Identicamente, a prevenção de problemas músculo-esqueléticos na zona lombar e nos membros inferiores pode ser concretizada com recurso a palmilhas personalizadas de acordo com o estudo realizado em militares dinamarqueses²⁹.

Nas queixas específicas e patologia dos pés, o uso de palmilhas também demonstrou ser um importante meio de tratamento. Na dor do pé cavo⁸³⁻⁸⁵, na artrite reumatoide⁸⁵, na fasciite plantar⁸⁵ e no *hallux valgus*⁸⁵.

As queixas de dor lombar são frequentemente associadas a alterações biomecânicas ou posturais nos membros inferiores e do pé²¹. Vários autores verificaram que o uso de palmilhas, poderá contribuir para a sua diminuição^{19,86-88}.

O uso de palmilhas provou ser um bom método para a diminuição de queixas em indivíduos com dor nos joelhos⁸⁹, permitindo a diminuição da compressão articular medial através de palmilhas com componente varo ou valgo^{30,90}.

2.5 - Palmilhas propriocetivas ou posturais

As palmilhas propriocetivas também chamadas de palmilhas posturais ou biomecânicas, são ortóteses fabricadas com etilvenilacetato (EVA), material termomoldável, construídas após uma avaliação individualizada dos pacientes. A palmilha propriocetiva tem por objetivo a correção dos desequilíbrios do corpo no espaço, servindo-se do pé como porta de entrada exteroceptiva, propriocetiva e reflexa. Através das palmilhas propriocetivas, pretende-se estimular os reflexos corretivos que poderão influenciar a proprioção e a atividade muscular, contribuindo para a alteração das cadeias propriocetivas ascendentes^{10,14}.

As palmilhas são constituídas por uma base de 1 mm de espessura, onde se colocam de forma precisa, elementos ou peças podais com espessuras de 1, 2 e 3 mm. Estes elementos ou peças podais, designados por barras, calços ou cunhas, quando colocadas em contacto com a planta do pé, promovem a correção postural através da estimulação de mecanorreceptores da região plantar. Quando as peças ou elementos são colocados sob o ventre dos músculos plantares vão comprimir os fusos neuromusculares e favorecem a contração muscular. Em oposição, quando os elementos são posicionados em contacto com os órgãos tendinosos de Golgi, desencadeiam uma ação inibitória que irá diminuir o reflexo miotático e a contração muscular, contribuindo para o relaxamento muscular. Já quando estas peças são posicionadas sob as estruturas ósseas têm uma ação mecânica com o objetivo de modificar a posição do pé para obter uma melhor congruência articular e uma resposta de adaptação postural, tanto no plano sagital como no plano frontal³⁷.

Todas as peças têm uma colocação e uma função precisas e serão usadas de forma criteriosa após a avaliação do sujeito.

- O elemento infracuboide (EIC) é colocado debaixo do osso cuboide promovendo a inclinação lateral do tronco para o lado contralateral.

- O elemento anti-rotação interna (EAantiRI) quando colocado ao nível dos primeiros cuneiformes, aumenta o tónus dos músculos rotadores externos da anca homolateral, estimulando a rotação externa.

- O elemento anti-rotação externa (EAantiRE) estimula a rotação interna quando colocado no bordo lateral do pé.

- O elemento de preenchimento parcial para o pé cavo (EPPC), quando colocado no arco longitudinal medial do pé promove, o apoio do pé e facilita o contato com o solo.

- O elemento infra primeiro metatarso (EIPM) usado debaixo da cabeça do primeiro metatarsiano, é indicado quando este é mais curto e o indivíduo refere dor na cabeça do segundo metatarsiano.

Os elementos designados por barras são transversais ao pé percorrendo a palmilha de um lado a outro.

- A barra infracapital (BIC) é colocada debaixo da cabeça dos metatarsos no hemicorpo que apresentar o membro superior supostamente mais longo e tem como função corrigir assimetrias de rotação de tronco.

- A barra retrocalcaneana (BRCal) atua no desvio posterior promovendo a antepulsão do hemicorpo quando colocada posteriormente ao calcâneo no hemicorpo que apresentar maior retropulsão.

- A barra anterocalcaneana (BACal) é indicada para o tratamento do pé plano. Colocada debaixo do ventre dos músculos flexores dos dedos, estimula o fuso muscular e aumenta o tónus.

- A barra retrocapital (BRC) é colocada debaixo dos tendões dos músculos flexores dos dedos e estimula os órgãos tendinosos de Golgi. Este estímulo diminui o tónus muscular sendo assim indicada aos pés planos.

As cunhas apresentam uma característica mecânica e postural.

- A cunha anticalcâneo varo (CAnTiVAR) é colocada sob o bordo lateral do calcâneo funcionando como peça valgizante do calcâneo.

- A cunha anticalcâneo valgo (CAntiVAL) é colocada sob o bordo medial do calcâneo e auxilia como peça varizante do calcâneo.

Os calços atuam igualando o comprimento nos membros inferiores.

- O calço infracalcâneo é colocado sob o calcâneo e promove a elevação da pélvis e a correção da perna curta. Serão usadas várias alturas de um milímetro, até se obter equilíbrio e nivelar a postura ^{10,14,37}.

Bricot afirma que até às 6 semanas, a utilização das palmilhas corresponde a um período experimental. Durante este período o organismo sofre uma adaptação do sistema postural e irá oscilar entre uma posição de compensação e a uma posição de equilíbrio passando por duas fases inversas. Este fenómeno observa-se na repartição comparada de pesos do pé direito e esquerdo ¹⁰.

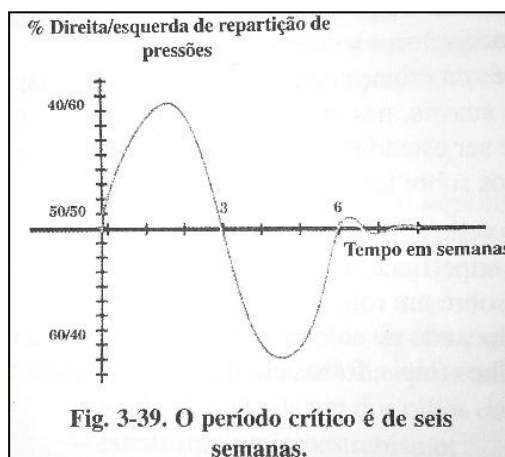


Figura 5 - Tempo de adaptação ao corpo as palmilhas ¹⁰

2.6 - O uso da eletromiografia para avaliação da influência das palmilhas

A eletromiografia (EMG) é o método de registo da atividade elétrica do músculo, quando este realiza uma contração ⁴. Para Correia e Mil-Homens ⁴⁵, ela é a representação gráfica da atividade elétrica do músculo. A EMG testa a velocidade de condução nervosa e avalia os potenciais evocados somatosensoriais. Considerando assim a EMG como uma importante técnica para a avaliação das alterações musculares durante a contração a

EMG permite determinar padrões e estratégias que o músculo utiliza para ativação e coordenação durante o movimento ⁴.

Os principais objetivos para a utilização da EMG são a avaliação da coordenação da técnica de movimento, o estabelecimento de padrões de ativação e recrutamento comparativos entre movimentos, a monitorização do desempenho e a determinação de padrões de recrutamento de grupos musculares específicos ⁴.

A análise funcional dos dados eletromiográficos permite identificar a relação entre o movimento, o tempo de movimento, a potência gerada e a fadiga resultante do trabalho muscular gerado ^{4,91,92}. Para melhor compreender a função muscular, torna-se essencial a análise de dados eletromiográficos durante diferentes atividades, para assim perceber os efeitos produzidos na alteração do comprimento muscular ⁹³. O uso da eletromiografia de superfície tem sido usada por vários autores, e é um instrumento essencial para o estudo da função muscular relacionada com o uso de ortóteses ^{26,49}.

Apesar da importância da EMG na avaliação dos efeitos das ortóteses e de palmilhas, não foram identificados estudos que avaliem as alterações eletromiográficas ocorridas com o uso de palmilhas propriocetivas. A grande maioria dos estudos está relacionada com o uso de calçado ou outros tipos de palmilhas e a influência destes na atividade eletromiográfica.

O uso de palmilhas rígidas, semirrígidas e macias pode alterar a intensidade dos sinais eletromiográficos dos membros inferiores ⁴⁹. Nurse e colaboradores ²⁵, identificaram alterações significativas da atividade eletromiográfica no tibial anterior e gêmeos durante a marcha, quando avaliaram o efeito de palmilhas texturadas constituídas por montículos semicirculares. Por outro lado, na revisão sistemática efetuada por Murley e Bird em 2006 conclui-se que a utilização de ortóteses no pé aumenta a ativação dos músculos tibial anterior e longo peroneal e poderão alterar a atividade muscular na zona lombar ⁴⁹.

Estas palmilhas contribuem para a modificação da função sensoriomotora, aumentando a sensibilidade tátil melhorando o controlo motor na posição ortostática ^{48,94}. A utilização de palmilhas com diferentes tipos de densidade, pode alterar a intensidade dos sinais eletromiográficos dos membros inferiores ⁴⁹ tanto no início da atividade ⁹⁵ como na fadiga durante atividades funcionais ⁴⁷.

2.7 - A avaliação da estabilidade, equilíbrio ou controlo postural

A estabilidade, equilíbrio e controlo postural são essenciais para o bom desempenho em todas as atividades humanas^{42,51}, e depende da conjugação de várias informações recolhidas quer pela visão, centros vestibulares e propriocepção^{4,14}.

A posturografia é descrita como sendo o estudo ou técnica que avalia a integridade do sistema postural. Permite a medição da oscilação do corpo ou das variáveis associadas a essa oscilação³⁹. Pode ser avaliada numa vertente dinâmica e estática^{39,96,97}. Para a medição de alterações posturais dinâmicas, utiliza-se a posturografia dinâmica, que mostra a resposta postural às perturbações do equilíbrio causadas por fatores externos ou pelo movimento voluntário³⁹. A estabilidade postural ou posturografia estática quantifica o desempenho do sistema de controlo postural na posição estática³⁹, podendo esta ser avaliada de olhos abertos ou fechados⁴².

Através do uso de plataforma de força é possível fazer a quantificação do equilíbrio ou estabilidade corporal na posição estática³⁹⁻⁴². Este instrumento possui um conjunto de sensores, os transdutores ou cristais piezoelétricos, que estão dispostos, por forma a medir as 3 componentes da força, F_x , F_y e F_z , (em que x, y e z são as direções médio-lateral (ML), antero-posterior (AP) e vertical respetivamente) e os três componentes do momento de força (M_x , M_y e M_z)³⁹, permitindo registar os vetores de reação do solo e o seu ponto de aplicação no plano da plataforma, o centro de pressão (CoP)⁴⁰.

O CoP é definido como sendo o ponto de aplicação da resultante das forças verticais atuando na superfície de suporte e representa um resultado coletivo do sistema de controlo postural e da força da gravidade^{39,42}.

A trajetória ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) efetuada pelo CoP na base plana da plataforma é designada por estabilograma^{41,42}.

O centro de gravidade (CG) é definido como um ponto imaginário em torno do qual se projeta toda a massa de um objeto. No corpo humano o CG, pode ser calculado a partir da média ponderada dos centros de gravidade de todos os segmentos do corpo^{39,98}.

A posição do CG é uma medida de deslocamento e é totalmente independente da velocidade ou aceleração total do corpo ou dos seus segmentos³⁸. Tal como o CG, o CoP é

também uma medida de deslocamento mas está dependente do CG. Assim, o CoP expressa a localização na plataforma de força, dos vetores da força de reação ao solo. Este vetor é igual e oposto à média ponderada da localização de todas as forças que atuam na plataforma de força³⁸. Os vetores de reação ao solo e o CoP providenciam informações essenciais para o conhecimento da forma como se desencadeia o controlo postural⁴¹, estando diretamente relacionados com o deslocamento do CG^{2,40,41}. Desta forma, o CoP reflete a orientação dos segmentos corporais (ângulos articulares), bem como os movimentos do corpo (acelerações e velocidades angulares) para manter o centro de gravidade dentro da base de sustentação⁴². Através da medição do deslocamento do CoP podemos observar os deslocamentos horizontais (AP e ML) e verticais do indivíduo⁴².

O deslocamento do CG é a grandeza que realmente indica a oscilação do corpo, e a grandeza CoP é a resposta neuromuscular ao deslocamento do CG passivo⁹⁹. Estas duas grandezas, que expressam conceitos diferentes, em situações específicas, tal como a postura ereta estática, poderão apresentar variações semelhantes³⁹. As diferenças entre o CG e o CoP devem-se à aceleração do corpo e quanto menor as frequências de oscilação do corpo, menores serão as diferenças entre elas³⁹. As amplitudes de oscilação do deslocamento do CoP e do CG nos sentidos AP (ântero-posterior) são superiores às do sentido ML (médio-lateral)⁴⁰. Esta diferença é mais evidente quando alargamos a base de sustentação⁶⁰.

O CoP pode ser calculado através da carga relativa vertical do peso do corpo sobre cada pé. Estando somente um pé em contacto com a plataforma, então o CoP estará no interior desse pé. Quando os dois pés se apresentam em contacto com a plataforma, o CoP encontrar-se-á entre os dois apoios².

São várias as formas de analisar o CoP³⁹:

- O deslocamento total da oscilação - quantificado em mm, correspondendo ao comprimento da trajetória do CoP na plataforma
- Desvio padrão – permite ver a dispersão do deslocamento do CoP a partir da posição média num intervalo de tempo
- Amplitude ou deslocamento do CoP – distância entre o máximo e o mínimo deslocamento do CoP em cada direção

- Velocidade média- determina quão rápida é a velocidade de deslocação do CoP
- Área – em mm²
- Velocidade média total
- RMS – Root Mean Square

As plataformas de força são instrumentos amplamente utilizados para avaliar a influência do calçado e das palmilhas no equilíbrio e controlo postural^{12,13,80,100-102}. Para quantificar as alterações do controlo postural é usado como medida o CoP^{12,13,31,80,101}, a oscilação médio-lateral e ântero-posterior^{8,12,13,101,103}, as forças verticais⁸⁰ e a área de deslocamento do CoP^{12,13,31,100,103}.

2.8 - A análise cinemática

A análise cinemática consiste na captação de imagens com o auxílio de marcadores corporais⁴. O movimento do corpo é traduzido em medidas lineares (em metros) e angulares (em graus)¹⁰⁴. Para a obtenção destes dados, são usadas câmaras de vídeo de alta velocidade, que registam a exata localização do corpo ou de um segmento do mesmo, num determinado espaço de tempo⁴. Posteriormente os dados serão analisados por um *software* específico. Até ao momento, este procedimento não tem sido muito utilizado, tendo sido somente identificado um estudo onde se analisa o efeito das palmilhas vibratórias no equilíbrio postural em idosos⁸.

3 - METODOLOGIA

Dada a lacuna de estudos que mostrem claramente quais as implicações da utilização de palmilhas no processo de recuperação de indivíduos, torna-se fundamental aumentar o conhecimento sobre esta temática de forma a tentar perceber se as palmilhas propriocetivas constituem um bom instrumento de trabalho do fisioterapeuta, com vista à melhoria das populações que trata. Assim o estudo desenvolvido tem um carácter *quasi*-experimental tendo sido realizado no laboratório de Fisioterapia da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra.

3.1 - Objetivos e hipóteses

O presente estudo tem por objetivos:

- 1) Analisar as implicações da utilização de palmilhas propriocetivas na normalização postural;
- 2) Analisar as implicações da utilização de palmilhas propriocetivas no deslocamento medio-lateral e antero-posterior do centro de pressão.
- 3) Analisar as implicações da utilização de palmilhas propriocetivas no tónus dos músculos eretor da espinha, tibial anterior e gastrocnémios medial.

Foram colocadas as seguintes hipóteses:

- 1) A utilização durante 8 semanas de palmilhas propriocetivas melhora/modifica o alinhamento corporal nos planos, frontal, sagital e transversal;
- 2) A utilização durante 8 semanas de palmilhas propriocetivas melhora/modifica o equilíbrio (amplitude de deslocamento do centro de pressão);
- 3) A utilização durante 8 semanas de palmilhas propriocetivas diminui/tem influência no tónus nos músculos eretor da espinha, tibial anterior e gastrocnémio medial.

3.2 - Desenho do estudo

3.2.1 - Amostra

Para a realização deste estudo, foram contactados os alunos do ensino superior, que após apresentação do projeto consideraram a sua participação para uma avaliação

inicial com o intuito de identificar voluntários com alterações posturais. Em dezembro de 2015 foi efetuada a avaliação postural segundo os critérios descritos por Bricot¹⁰ (anexo I) a 64 alunos. Esta primeira avaliação decorreu nos dias 1, 10 e 17 de Dezembro de 2015. Dos sujeitos que realizaram a avaliação inicial, foram selecionados 17, que apresentavam maiores alterações posturais, de acordo com o protocolo referido e que cumpriam os critérios de inclusão/exclusão.

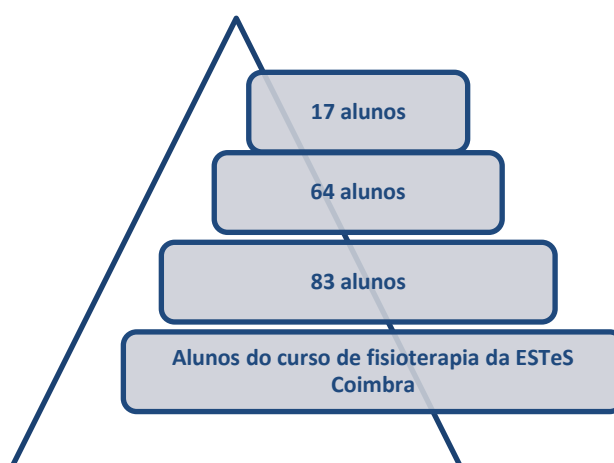


Figura 6 - Seleção dos sujeitos para a amostra do estudo

3.2.2 - Protocolo de avaliação posturológica segundo Bricot¹⁰.

A avaliação inicial analisou os aspetos abaixo descritos da postura dos sujeitos.

a) Plano perfil ou sagital

- Plano das nádegas (utilizando o fio-de-prumo)
- Plano escapular (utilizando o fio-de-prumo)
- Distância cervical – fio-de-prumo (normal – 6 a 8 cm ou largura de 4 dedos)
- Distância lombar – fio-de-prumo (normal – 4 a 6 cm ou largura de 3 dedos)

b) Plano Frontal

- Nivelamento da cintura escapular
- Nivelamento das apófises estiloides
- Nivelamento dos dedos indicadores
- Nivelamento da cintura pélvica – cristas ilíacas

c) Plano Horizontal ou transverso

- Antero-posterioridade dos ombros (rotação da cintura escapular no plano horizontal, avaliada através da diferença encontrada nos dedos indicadores)

- Antero-posterioridade da bacia (rotação da cintura pélvica no plano horizontal)
- d) Rotação Cervical (com estabilização da cintura escapular)
- e) Teste muscular (Avaliação da força dos dorsiflexores do punho e dedos, bilateralmente, com a 90° de flexão).

3.2.3 - Critérios de inclusão

Para o estudo foram aceites os estudantes que demonstrassem interesse em participar e apresentassem alterações posturais significativas avaliadas segundo o protocolo de Bricot¹⁰.

3.2.4 - Critérios de exclusão

Foram excluídos do estudo todos os sujeitos que tivessem uma ou mais das condições abaixo.

- Ser portador de patologias que interfiram com a normal postura ortostática e marcha
- Existência de tonturas e desmaios frequentes
- Existência de alterações não corrigidas da visão e audição
- Presença de patologia músculo-esquelética aguda dos membros inferiores e lombares
- Existência de alterações neurológicas
- Próteses dos membros inferiores
- Gravidez
- Cirurgias de qualquer natureza realizadas nos últimos 12 meses
- Fraturas recentes e outras lesões musculares dos membros inferiores (<12 meses)
- Utilização das palmilhas inferior a 10 horas diárias durante 8 semanas

3.3 - Recolha de dados

A recolha de dados dos participantes englobados no estudo decorreu em dois momentos. O primeiro antes da confeção de palmilhas proprioceptivas individualizadas e o segundo após a sua utilização ininterrupta por um período de 8 semanas. A primeira recolha de dados (T0) ocorreu nos dias 22 e 26 de fevereiro e 7 de março de 2016. As palmilhas foram entregues uma semana após a recolha. A segunda recolha de dados (T1)

ocorreu com um intervalo 8 semanas após a entrega das palmilhas, nos dias 18 e 19 de maio de 2016.

A cada sujeito foram entregues as palmilhas de acordo com as especificações resultantes da avaliação. Os sujeitos foram informados que as palmilhas teriam de ser usadas pelo período de 8 semanas³⁶ e durante todo o tempo que estiverem acordados. Foi-lhes fornecido um contacto telefónico para que pudessem esclarecer qualquer dúvida que surgisse no durante o tempo de uso das palmilhas. O tempo de utilização das palmilhas em estudos prévios variou de quatro semanas^{49,101}, seis semanas⁸¹, e doze semanas^{29,32,105}

Todos os sujeitos da amostra foram informados acerca dos objetivos do estudo e dos procedimentos necessários para a obtenção dos dados. Foi-lhes garantido que todos os dados seriam tratados de forma a assegurar a sua privacidade e confidencialidade. Os sujeitos foram informados que após a entrega das palmilhas, estas deveriam ser sempre usadas nos períodos e condições estabelecidas, sob risco de falsear os dados. Em qualquer momento do estudo os sujeitos poderiam colocar questões para clarificar dúvidas decorrentes do uso das palmilhas propriocetivas. Todos os sujeitos foram informados de que poderiam abandonar do estudo, não havendo qualquer tipo de penalização ou consequências. Os sujeitos que depois de informados aceitaram participar no estudo deram o seu consentimento escrito de acordo com o estabelecido na declaração de Helsínquia¹⁰⁶(Anexo II).

A recolha dos dados de cada participante demorou cerca de 60 minutos.

3.3.1 - Avaliação podoposturológica para atribuição de palmilhas

3.3.1.1 - Avaliação podoposturológica

Foi avaliada a postura ortostática com os sujeitos descalços e roupa adequada, em cima do podoscópio (marca NAMROL®, modelo ULTRALIGHT) seguindo o protocolo descrito.



Figura 7 - Podoscópio. Avaliação da planta do pé e colocação de peças podais.

Foram utilizadas peças podais pré-fabricadas, desenhadas segundo as especificações podoposturológicas.



Figura 8 - Peças podais pré fabricadas para correção postural

As peças podais de correção postural foram colocadas nas plantas dos pés até se obter a postura correta, com nivelamento dos olhos, ombros, EIAS, comprimento dos indicadores, normalização na força dos músculos extensores do punho, amplitude de rotação cervical semelhante e o nivelamento das EIPS no teste dos polegares ascendentes ou de Piedallu¹⁴ e ausência de desequilíbrio.

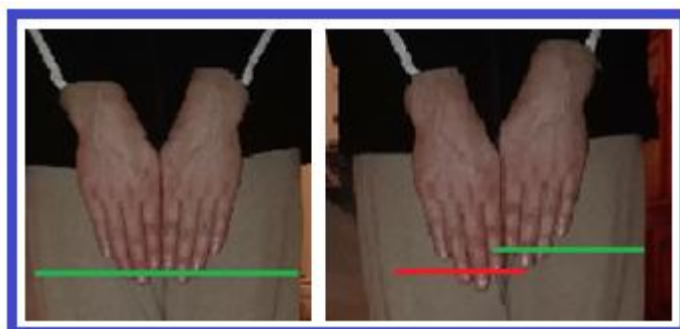


Figura 9 - Teste dos polegares ascendentes¹⁴



Figura 11- Nivelamento das cristas ilíaca¹⁰



Figura 10 - Nivelamento dos indicadores

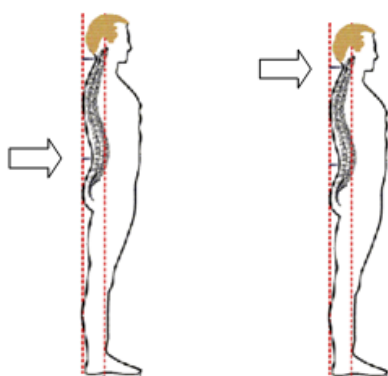


Figura 12 - Alterações posturais no plano sagital. Distância fio de prumo ao ápex lombar e cervical¹⁰

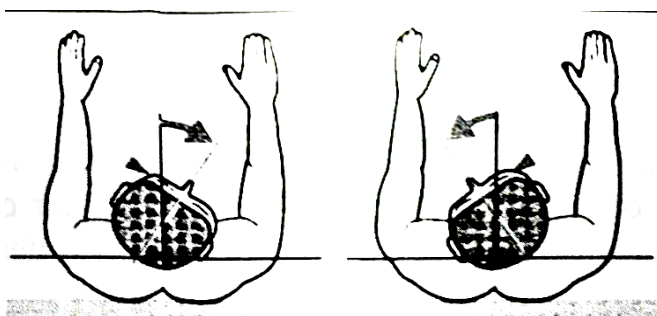


Figura 13 - Limitação da rotação cervical¹⁰

3.3.1.2 - Obtenção da impressão plantar

Obteve-se a impressão plantar de cada pé, através do pedígrafo da marca Capron® podologie.



Figura 14 - Pedígrafo. Obtenção da impressão plantar

3.3.1.3 - Desenho das peças de correção postural

Desenhou-se na folha da impressão plantar o formato da palmilha de acordo com o número de calçado de cada sujeito, utilizando o gabarito. De seguida desenharam-se as

peças de correção postural nos locais previstos e de acordo com o anteriormente avaliado.



Figura 16 - Gabaritos



Figura 15 - Recorte do local das peças podais na folha da impressão plantar

3.3.1.4 - Construção da palmilha

A palmilha foi construída por um fisioterapeuta com experiência em podoposturologia e obedeceu às especificidades de observadas em cada sujeito da amostra.

Para a construção da palmilha foram utilizadas:

- Para os elementos, placas de EVA (etilvenilacetato) de 2 e 3 mm (marca Podo®).
- A base é obtida de placas de resina de 0,90mm (marca Podo® Thermotec).
- Para a cobertura são utilizadas placas de alveolite que permite a absorção do suor e promover sensação do conforto ao pé (marca Podo®).
- Todos os elementos que compõem a palmilha são unidos utilizando um aparelho de vácuo termomodelador marca NAMROL®-Podosmart (C/ dels Drets Humans, 17-19 Pol. Ind. Mas Alba 08870 Sitges, Barcelona, SPAIN).



Figura 17 - Termomodeladora de vácuo NAMROL Podosmart®

- Acabamento final é dado através da utilização de uma polidora (marca CREUSEN® Professional (Creusen Metal Working B.V, Dr Philipslaan, 39, 6042 CT Roermond, Netherland)



Figura 18 - Podolizadeira Creusen®



Figura 20 - Colagem das peças podais na base de resina



Figura 19 - Palmilha finalizada com pormenor na parte inferior, da localização das peças podais

3.3.2 - Recolha de dados eletromiográficos (EMG)

A obtenção dos dados EMG, foi realizada usando o sistema telemétrico bioPLUX® research 2015 – Engenharia de Biossensores, Ltd., Covilhã, Portugal. Para o armazenamento e processamento do sinal foi utilizado o *software* do equipamento, que permite uma recolha de sinais eletromiográficos numa frequência de amostragem de 1000hz.



Figura 21 - Equipamento BioPLUX® research para EMG

O dispositivo estava equipado com uma caixa (*Hub wireless*) que dispunha de 8 ligações para os elétrodos ou superfícies de deteção.



Figura 22 - Hub Wireless para EMG

Foram usados elétrodos de Ag/AgCl da marca Ambu® Blue Sensor, referência N-00-S, (de 30X22mm, com gel aquoso de alta condutividade e sem latex, da empresa A/S, Ballerup, Dinamarca.



Figura 23 - Eléctrodo de gel para EMG

3.3.2.1 - Colocação dos eléctrodos

Os sujeitos foram posicionados confortavelmente para que os locais a avaliar fossem de fácil acesso ⁴⁵.

Os músculos testados foram o tibial anterior (TA), direito e esquerdo ^{13,26,46,49,70,71,107}, o gastrocnémio medial (GMM), direito e esquerdo ^{13,26,46,49,70,71,107} e o eretor da espinha (EE) ao nível de L3, direito e esquerdo.



Figura 24 - Localização dos pontos de colocação dos eléctrodos para EMG

A preparação e colocação dos eléctrodos seguiu os procedimentos recomendados pelo SENJAM ¹⁰⁸ e descritos por Correia ⁴⁵. Cada ventre muscular a avaliar, foi palpado e pedida uma contração do mesmo para identificar o ventre muscular e assegurar a melhor colocação das superfícies de deteção. Para assegurar o melhor sinal a pele foi

previamente preparada através da tricotomia efetuada com uma lâmina de barbear. Seguidamente passou-se uma lixa abrasiva sobre a pele nua e retirou-se a pele morta com um adesivo. Finalmente limpou-se a pele com uma solução alcoólica a 70° deixando secar, para que todo o álcool vaporize. Este procedimento visa assegurar a obtenção de um melhor registo eletromiográfico, a diminuição de artefactos por interferências elétricas, e um menor risco de impedância causadora de distúrbios do sinal ^{45,108}.

A colocação dos eléttodos nos dois momentos de avaliação foi realizada pelo mesmo avaliador, por forma diminuir alterações do sinal, resultantes de diferentes localizações no músculo ⁴⁵. Os eléttodos foram colocados perpendiculares às fibras musculares paralelos entre si e separados 2cm (cento a centro) ⁴⁵. Caso fosse necessário, seria colocada fita adesiva hipoalergénica por cima, para melhor coaptação ^{49,108}. O eléttodo de referência ou “Terra”, foi colocado no olecrâneo direito.

Descreve-se abaixo o posicionamento de cada eléttodo no dispositivo e a posição do sujeito no momento de avaliação.

Ordem	Músculo	Canal/caixa	Posição MCV
1º	Eléttodo terra/ olecraneo		
2º	Tibial ant Esq	Esq – 1	Sentado
3º	Tibial ant Dto	Dto – 5	
4º	Gémeo medial Esq	Esq – 2	Em pé unipodal
5º	Gémeo medial Dto	Dto – 6	
6º	Eretor da espinha Esq	Esq – 3	Em DV
7º	Eretor da espinha Dto	Dto – 7	

Tabela 1 : Correspondência do número da caixa com o local de colocação dos eléttodos

- Tibial anterior: Sentou-se o sujeito numa posição confortável com o joelho em extensão e repousado sobre a perna do avaliador que estava sentado ao seu lado, do lado do músculo a testar. O tibial anterior situa-se aproximadamente no terço médio entre a patela e o maléolo lateral, lateralmente à tibia ⁴⁹.

Para obtenção da MCV (máxima contração voluntária), colocou-se a tibiotársica em dorsiflexão e inversão. De seguida ofereceu-se resistência na face medial do pé ao

movimento de dorsiflexão com inversão da tibiotársica. O avaliador com a outra mão palpou o tibial anterior até encontrar a zona de maior contração.

- Gastrocnémio: O sujeito colocado na posição ortostática e em flexão plantar máxima. O sujeito eleva o mais possível o calcanhar (em “bicos de pés”). O avaliador palpou o gastrocnémio até encontrar o local de maior contração. O teste realiza-se individualmente à direita e depois à esquerda. O gastrocnémio localiza-se no quarto superior da distância entre o calcanhar e a linha média da articulação do joelho⁴⁹.

- Eretor da espinha: Com o sujeito em pé, pediu-se extensão do tronco contrariado com a ajuda de um segundo avaliador. Localizou-se a posição de colocação das superfícies de deteção 2 a 3 cm afastada da apófise espinhosa de L3.

3.3.2.2 - Procedimento para a aquisição de dados da Máxima Contração Voluntária (MCV)

Para cada um dos músculos em teste foram efetuadas 3 contrações máximas com a duração de 5 segundos.

- Tibial anterior: Foi obtida na posição de sentado, com o avaliador sentado do lado do músculo a testar, oferecendo resistência ao movimento acima descrito⁴⁹.

- Gastrocnémio: Colocou-se o sujeito na posição anteriormente descrita, junto de uma parede que lhe permitia manter-se em equilíbrio e com as suas mãos, contrariar o movimento pretendido.

-Eretor da espinha: O sujeito foi colocado em decúbito ventral em cima de uma marquesa. Foi-lhe solicitado que se aproximasse da extremidade da marquesa, de tal forma que o tronco ficasse de fora até a zona das EIAS. O sujeito obtinha suporte do tronco, até à realização do teste, com a ajuda de uma cadeira colocada na extremidade dos braços. Aquando da realização do teste pediu-se ao sujeito que cruza-se os membros superiores junto ao tronco e os membros inferiores foram fixos por um avaliador. Um segundo avaliador colocava as mãos em cima das omoplatas oferecendo uma resistência ao movimento pretendido.

3.3.2.3 - Obtenção de dados em repouso

Pelo facto da atividade em teste, postura estática em pé, não fazer uso de contrações fortes avaliou-se também para referência, a atividade muscular em repouso durante 60 segundos com o sujeito em cima de uma marquesa, em decúbito ventral.

3.3.3 - Recolha de dados cinemáticos

Para a recolha de dados cinemáticos, foi usado um sistema de captura e análise de movimento 3D Qualisys® da empresa Qualisys AB, (Kvarnbergsgatan 2, 411 05 Göteborg, Sweden), com 10 câmaras de Optoelétricas Oquos® (8 Oquos Motion Capture Camera e 2 Oquos Video (210c)) de alta velocidade e resolução de 1,3 até 12 megapixels.



Figura 25 - Câmara Optoelétricas Qualisys Oquos® Motion e Video

As 10 câmaras estavam distribuídas pelo laboratório, em torno da plataforma de força, posicionadas para que cada marca retro-refletiva, fosse visualizada por pelo menos 2 câmaras.



Figura 26 - Distribuição das câmaras no laboratório

Em cada sujeito foram colocados 32 marcadores retro-refletivos da marca Qualisys Super-Spherical Markers® com 12,5mm e 8mm de diâmetro, tendo sido fixados ao sujeito usando cola dupla face, nas localizações abaixo descritas.

1. Fita cabeça com 4 marcadores
2. Acromion bilateralmente
3. Apófise estiloide radio bilateralmente
4. Ângulo de Louis
5. Apófise espinhosa de T1
6. Ápex da cifose dorsal
7. Ápex da lordose lombar
8. EIPS bilateral
9. EIAS bilateral
10. Grande trocânter bilateralmente
11. Condilo femural lateral bilateralmente
12. Tuberosidade anterior da tíbia bilateralmente
13. Cabeça do peroneo bilateralmente
14. Maléolo lateral bilateralmente
15. Maléolo medial bilateralmente
16. Tendão de Aquiles bilateralmente
17. Face posterior do calcâneo bilateralmente

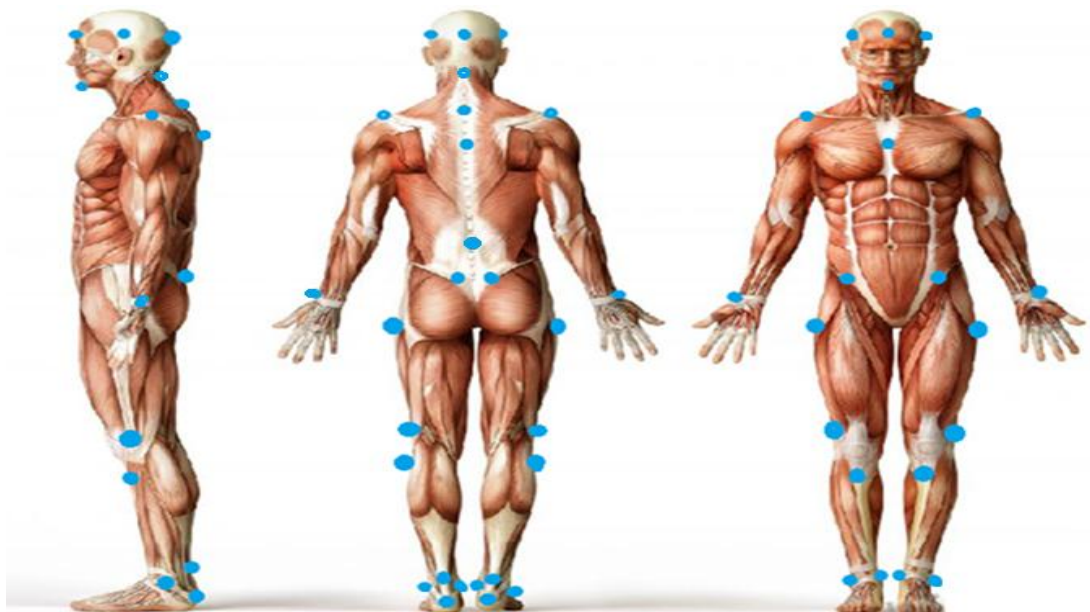


Figura 27 - Localização das marcas retro-refletoras para obtenção de dados cinemáticos



Figura 28 - Aquisição de dados Cinemáticos, EMG e plataforma de força

Os dados cinemáticos foram recolhidos a uma frequência de 200Hz num volume previamente calibrado com um erro inferior a 0,7 mm. A captação da postura propriamente dita foi efetuada durante 25 segundos. Quando se alcançou o 25º segundo, os sujeitos foram instruídos a realizar o movimento de abdução até 180° para permitir uma melhor diferenciação das marcas refletivas na análise dos dados.

3.3.4 - Recolha de dados na plataforma de força

Para a avaliação do equilíbrio foi utilizada a plataforma de força da marca: Bertec® modelo FP4060-07-1000, (Bertec Corporation, 6171 Huntley Road, Suite J Columbus, OH 43229 U.S.A.) com capacidade máxima de 5000N a uma frequência de amostragem de 1000Hz³⁹, sincronizada com o sistema de câmeras. A análise foi efetuada com o individuo colocado paralelamente ao maior eixo (y) da plataforma de forças de forma a poder escolher a posição de pés mais confortável sem constrangimentos de espaço sobre a plataforma.

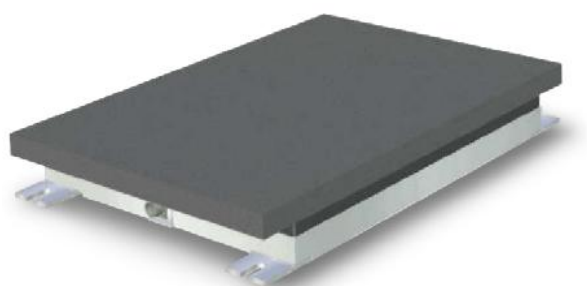


Figura 29 - Plataforma de força Bertec®

Os sujeitos permaneceram em pé de olhos abertos, descalços, com vestuário adequado à realização das avaliações. Foi-lhes comunicado que deveriam permanecer estáticos, com ambos pés assentes na plataforma e a uma distância confortável, mas que não deveria ultrapassar a largura dos ombros³⁹. Permaneceram nesta postura durante 30 segundos^{8,70,100,103,109}. Durante avaliação os sujeitos foram instruídos a permanecer com os seus braços ao longo do corpo, com o olhar fixo num ponto marcado a sua frente³⁹ aproximadamente a 3 metros de distância e à altura do olhar⁷⁰.

3.3.5 - Recolha de dados com cinemáticos, com uso de fotografia

Para análise de clínicos aspetos da postura foi utilizada uma máquina fotográfica da marca e modelo Casio EX-FH20® (Casio Computer CO., LTD., Ltd. Tokyo, Japan) colocada a uma distância de 260cm e a uma altura de 75cm do referencial onde os sujeitos foram colocados.



Figura 30 - Referencial para obtenção de fotografia da postura nos vários planos

Foram captadas as imagens dos sujeitos com as marcas retro-refletoras em quatro posições de frente, de costas, perfil esquerdo e perfil direito ¹¹⁰.

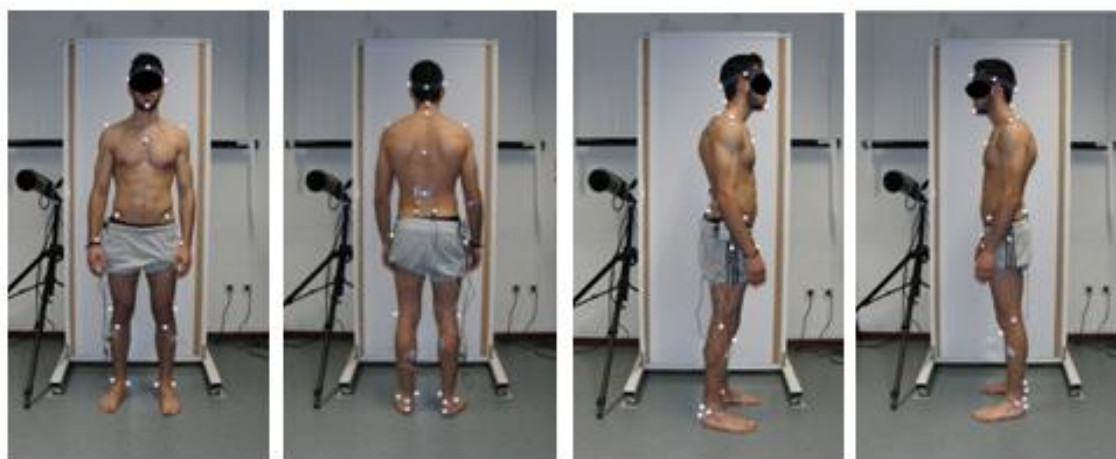


Figura 31 - Fotografia para dados cinemáticos nos planos frontal (vista posterior e anterior) e sagital (esquerdo e direito)

3.4 – Processamento dos dados

3.4.1 -Cinemáticos

O processamento dos dados cinemáticos durante a postura na plataforma de forças foi efetuado com recurso ao *software* Visual 3D®. Para tal foi criado um modelo tridimensional que permitiu analisar os ângulos relativos ao solo dos acromions, das EIAS e das apófises estiloides radiais, bem como o ângulo formado entre as EIAS e os acromions. A análise foi efetuada no 20º segundo para ser efetuada numa postura estabilizada.

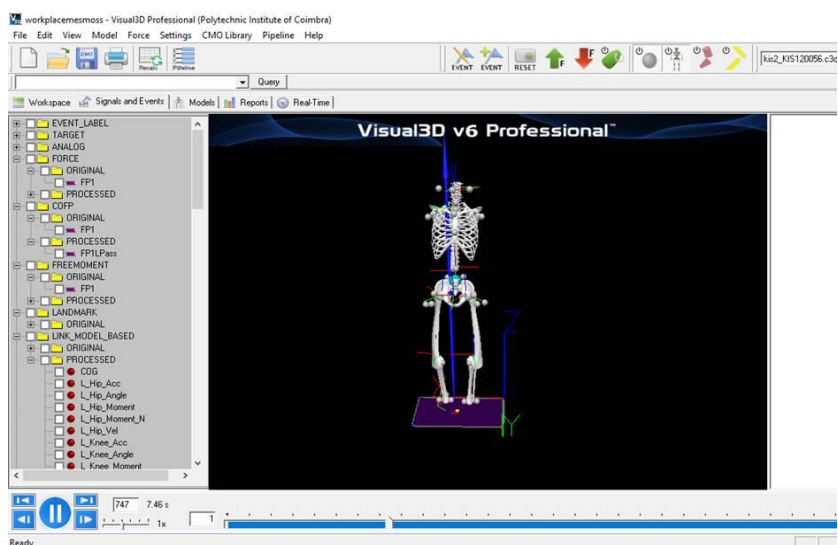


Figura 32 - Análise postural – modelo criado para análise de dados cinemáticos com Visual 3D

A análise clínica da postura foi efetuada com recurso ao software Kinovea® (version 0.8.15).

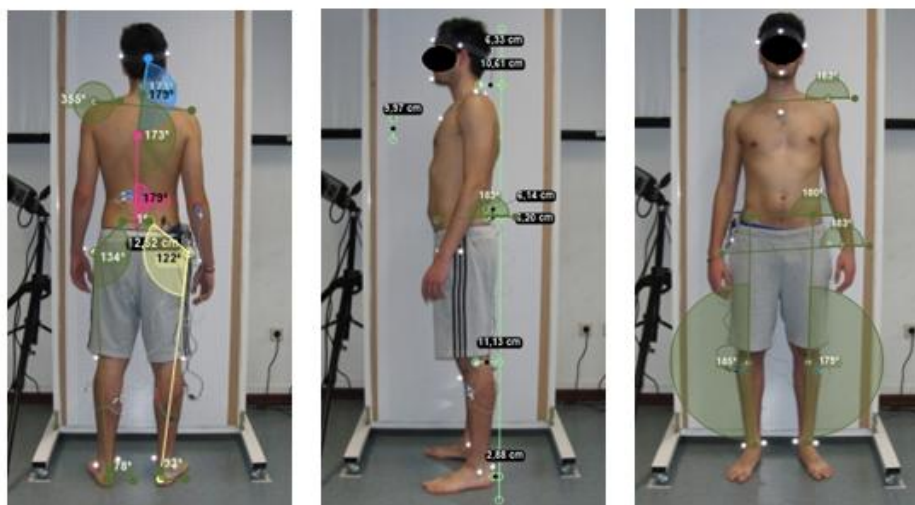


Figura 33 - Análise postural - dados cinemáticos com Kinovea®

Para esta análise foi traçada uma linha vertical perpendicular ao solo tangente à zona mais posterior do corpo. Foram calculadas as distâncias de cada uma das curvaturas a esta linha.

3.4.2 – Equilíbrio CoP

A análise dos dados relativos ao centro de pressão foi processada com recurso ao *software* Visual 3D. Os valores CoP extraídos da plataforma de forças foram filtrados com recurso a um filtro passa-baixo 6 Hz, Butterworth 6ª ordem. Para a análise da trajetória ântero-posterior e medio-lateral do CoP foram usados 10 segundos entre o 10º e o 20º tendo sido extraída a amplitude de cada trajetória nesta janela temporal.

Na amplitude ML do CoP os valores negativos correspondem a um desvio para a esquerda e os positivos para a direita. No sentido AP os positivos são anteriores e os negativos são posteriores ao CoP.



Figura 34 - Valores referência no CP (- e +)⁹⁹

3.4.3 - Eletromiográficos

O processamento dos dados eletromiográficos foi efetuado com o *software* MATLAB® V.R2010a software (Mathworks Inc., Natick Massachusetts, USA) com recurso a rotinas do Laboratório de Comportamento Motor da FMH desenvolvidas por J. Vaz e O. Fernandes. Os dados foram submetidos a filtragem passa-alto de 10Hz e passa-baixo 500HZ, retificados em onda completa, suavizados com um filtro passa-baixo 8 Hz, Butterworth 4ª ordem. A raiz do valor quadrático médio (rms) numa janela 50HZ RMS à volta do 20º segundo foi usada para a normalização percentual à máxima contração voluntária.

3.5 - Análise estatística e tratamento de dados

A análise estatística foi realizada com recurso ao software IBM® SPSS® v.24. Na análise descritiva foram determinados mínimos, máximos, média e desvio padrão para as variáveis quantitativas, e foram realizadas tabelas de frequências para as variáveis categóricas. A avaliação da normalidade de distribuição das variáveis quantitativas foi feita de acordo com o teste de Shapiro-Wilk. As comparações entre os dois momentos em estudo, foram feitas segundo o teste paramétrico t-student para amostras emparelhadas, no caso de se verificar a normalidade, ou foram feitas de acordo com o teste não paramétrico Wilcoxon no caso contrário e para variáveis quantitativas; no caso das variáveis qualitativas dicotómicas foi aplicado o teste McNemar. Considerou-se uma significância de 0,05 para todas as comparações.

4 - RESULTADOS

Os resultados do estudo serão apresentados em 5 secções diferentes divididas em caracterização da amostra, resultados da avaliação postural, análise das variáveis cinemáticas, análise da % de MCV do EMG e análise do equilíbrio através da amplitude de deslocação meio-lateral e antero-posterior.

4.1 - Caracterização da amostra

As características da amostra apresentam-se na tabela abaixo.

	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
Idade (anos)	17	18	34	19,41	3,792
Peso (Kg)	17	51	80	63,75	9,664
Altura (cm)	17	155	183	168,76	8,296
Nº calçado	17	36	45	40,00	2,828

Tabela 2 : Caracterização dos indivíduos por idade, peso, altura, e número de calçado

A média de idades dos sujeitos do estudo é de 19,41 anos ($\pm 3,7$), com um peso médio de 63,7Kg ($\pm 9,64$). Os sujeitos tenham uma altura média de 166,7 cm ($\pm 8,29$) e o número do calçado oscilava entre um mínimo de 36 e um máximo de 45.

	N	Percentagem
Feminino	9	52,9
Masculino	8	47,1
Total	17	100,0

Tabela 3 : Distribuição de indivíduos por género

A distribuição por género dos indivíduos é muito semelhante, havendo 9 sujeitos (52,9%) do sexo feminino e 8 (47,1%) do sexo masculino.

	N	Percentagem
Sim	9	52,9
Não	8	47,1
Total	17	100,0

Tabela 4 : Distribuição de indivíduos por prática desportiva

A distribuição dos indivíduos relativamente à prática de atividade desportiva é de 9 sujeitos (52,9%) que realizam regularmente atividade desportiva e 8 (47,1%) que refere não praticar regularmente.

	N	Percentagem
Direito	15	88,2
Esquerdo	2	11,8
Total	17	100,0

Tabela 5: Distribuição de indivíduos por membro dominante

A maioria dos indivíduos, 15 (88,2%), referiu ser o membro superior direito o seu membro dominante.

4.2 – Resultados da avaliação postural

A avaliação postural foi efetuada no início de cada momento de avaliação (T0, T1) com o objetivo de identificar assimetrias posturais servir para a obtenção de informações para a confeção das palmilhas. Após a colocação dos elementos podais para correção dos desalinhamentos no plano frontal anterior e posterior, todos os indivíduos obtiveram horizontalidade dos parâmetros avaliados.

4.2.1 - Plano frontal - Vista anterior

No plano frontal – vista anterior, foi avaliada a horizontalidade dos ombros, a horizontalidade das EIAS, o nivelamento dos indicadores e a força dos extensores do punho (à direita e à esquerda).

4.2.1.1 - Horizontalidade dos ombros

		N T0	N T1	% T0	% T1
Válido	Direita	6	4	35,3	25,0
	Esquerda	9	7	52,9	43,8
	Nulo	2	5	11,8	31,3
	Total	17	16	100,0	100,0

Tabela 6: Quadro de frequências da horizontalidade dos ombros

Nesta observação avaliamos o sujeito quanto à horizontalidade dos ombros. Constatamos que na primeira avaliação a maioria, 9 (52,9%) dos indivíduos apresentava o ombro esquerdo mais alto e somente 2 (11,8%) apresentava uma diferença nula. Na avaliação em T1 apresentou-se uma melhoria na diferença nula com 5 sujeitos (31,3%).

		Avaliação em T1				
		Direita	Esquerda	Nulo	Total	
Avaliação em T0	Direita	N	4	0	2	6
		Percentagem	66,7%	0,0%	33,3%	100,0%
	Esquerda	N	0	7	1	8
		Percentagem	0,0%	87,5%	12,5%	100,0%
	Nulo	N	0	0	2	2
		Percentagem	0,0%	0,0%	100,0%	100,0%
Total	N	4	7	5	16	
	Percentagem	25,0%	43,8%	31,3%	100,0%	

Tabela 7 : Tabulação cruzada. Avaliação da horizontalidade dos ombros

A comparação entre os dois momentos de avaliação face à obtenção de um nivelamento dos ombros está expresso na tabela abaixo.

	Valor	GI	Significância Assintótica (Bilateral)
Teste de McNemar-Bowker	3,000	2	,223
Nº de Casos Válidos	16		

Tabela 8 : Avaliação da horizontalidade dos ombros - Teste qui-quadrado

Dos 5 sujeitos que obtiveram um nivelamento dos ombros 2 tinham o ombro direito mais alto e 1 tinha o esquerdo mais alto, não sendo um resultado estatisticamente significativo $p=0.223$.

4.2.1.2- Horizontalidade das Cristas ilíacas

A tabela mostra a distribuição da horizontalidade das cristas ilíacas em ambos os momentos de avaliação.

	N T0	N T1	%T0	%T1
Direita	10	6	58,8	37,5
Esquerda	2	3	11,8	18,8
Nivelado	5	7	29,4	43,8
Total	17	16	100,0	100,0

Tabela 9 : Quadro de frequências da horizontalidade das cristas ilíacas

Quanto à horizontalidade das cristas ilíacas, constatamos que na primeira avaliação a maioria, 10 dos indivíduos (58,8%) apresentava crista ilíaca direita mais alta e somente 2 (11,8%) apresentava a esquerda. A horizontalidade ou nivelamento era obtida por 29,4% (5) indivíduos. Na avaliação em T1 apresentou-se uma melhoria na horizontalidade com 7 sujeitos (29,4%).

			Avaliação T1			Total
			Direita	Esquerda	Nulo	
Avaliação T0	Direita	Contagem	6	1	2	9
		%	66,7%	11,1%	22,2%	100,0%
	Esquerda	Contagem	0	2	0	2
		%	0,0%	100,0%	0,0%	100,0%
	Nulo	Contagem	0	0	5	5
		%	0,0%	0,0%	100,0%	100,0%
Total	Contagem	6	3	7	16	
	%	37,5%	18,8%	43,8%	100,0%	

Tabela 10 : Tabulação cruzada. Avaliação da horizontalidade das cristas ilíacas

A comparação entre os dois momentos de avaliação face à obtenção de horizontalidade das cristas ilíacas está expresso na tabela abaixo.

	Valor	Gl	Significância Assintótica (Bilateral)
Teste de McNemar-Bowker	3,000	2	,223
Nº de Casos Válidos	16		

Tabela 11 : Avaliação da horizontalidade das cristas ilíacas - Teste qui-quadrado

Dos 7 indivíduos cuja crista ilíaca estava nivelada em T1, 5 já tinham esse resultado em T0 e 2 tinham a crista ilíaca direita mais alta, não sendo um resultado estatisticamente significativo $p=0.223$.

4.2.1.3 - Nivelamento dos indicadores

Numa vista anterior em que o avaliador aproxima ambos indicadores do sujeito e avalia qual o mais comprido, e qual a diferença entre ambos, os resultados nos dois momentos de avaliação estão expressos abaixo.

	N T0	N T1	% T0	% T1
Direito	16	5	94,1	31,3
Igual	1	11	5,9	68,8

Total	17	16	100,0	100,0
-------	----	----	-------	-------

Tabela 12 : Avaliação do nivelamento dos indicadores

Dos sujeitos, avaliados 16 (94,1%) apresentavam o indicador direito mais comprido. Somente um (5,9%) possuía nivelamento nos indicadores.

	N	%
Não diminuiu	5	31,3
Diminuiu/não nivelou	1	6,3
Diminuiu/nivelou	10	62,5
Total	16	100,0

Tabela 13 : Alteração do nivelamento dos indicadores em T1

Dos 17 sujeitos, 5 (31,3%) não sofreram qualquer alteração e 10 (62,5%) nivelaram a posição dos indicadores. Apenas 1 (6,3%) sujeito não modificou a sua condição inicial.

Avaliação em T0		Avaliação em T1		
		Direito	Igual	Total
Direito	Contagem	5	10	15
	%	33,3%	66,7%	100,0%
Igual	Contagem	0	1	1
	%	0,0%	100,0%	100,0%
Total	Contagem	5	11	16
	%	31,3%	68,8%	100,0%

Tabela 14 : Tabulação cruzada. Avaliação da horizontalidade dos indicadores

A comparação entre os dois momentos de avaliação face à posição dos dedos indicadores está expresso na tabela abaixo.

	Valor	Sig exata (2 lados)
Teste de McNemar		,002 ^a
Nº de Casos Válidos	16	

a. Distribuição binomial usada.

Tabela 15 : Avaliação da horizontalidade dos indicadores – Teste qui-quadrado

Apos a intervenção, 10 (66,7%) indivíduos que tinham uma assimetria na horizontalidade dos indicadores nivelaram a sua assimetria tendo a comparação entre momentos revelado significância estatística com um $p=0,002$.

4.2.1.4 - Diminuição da força dos extensores do punho

A tabela mostra a distribuição da diminuição de força nos extensores do punho em ambos os momentos de avaliação.

	N T0	N T1	% T0	% T1
Direita	1	0	5,9	0,0
Esquerda	11	8	64,7	50,0
Normal	5	8	29,4	50,0
Total	17	16	100,0	100,0

Tabela 16 : Diminuição da força dos extensores do punho

A maioria dos sujeitos 11 (64,7%) apresentava uma diminuição da força dos extensores do punho esquerdo. Com força semelhante nos dois extensores do punho, surgiam 5 sujeitos (29,4%). Após a intervenção os indivíduos com força semelhante nos dois punhos era de 50%.

			Avaliação T1			
			Direita	Esquerda	Normal	Total
Avaliação T0	Direita	Contagem	0	0	1	1
		%	0,0%	0,0%	100,0%	100,0%
	Esquerda	Contagem	0	8	2	10
		%	0,0%	80,0%	20,0%	100,0%
	Normal	Contagem	1	0	4	5
		%	20,0%	0,0%	80,0%	100,0%
Total	Contagem	1	8	7	16	
	%	6,3%	50,0%	43,8%	100,0%	

Tabela 17 : Tabulação cruzada. Diminuição da força dos extensores do punho

A comparação entre os dois momentos de avaliação face à diminuição da força dos extensores do punho está expresso na tabela abaixo.

	Valor	GI	Significância Assintótica (Bilateral)
Teste de McNemar-Bowker	2,000	2	,368
Nº de Casos Válidos	16		

Tabela 18 : Diminuição da força dos extensores do punho – Teste qui-quadrado

Os resultados da comparação entre momentos não revelam significância estatística tendo sido obtido um $p=0,368$.

4.2.2 - Plano frontal - Vista posterior

No plano frontal – vista posterior, foi avaliada horizontalidade das EIPS.

4.2.2.1- Horizontalidade das EIPS

A tabela mostra a distribuição na horizontalidade das EIPS em ambos os momentos de avaliação.

	N T0	N T1	% T0	% T1
Normal	2	8	11,8	50,0
Esq/baixa	8	4	47,1	25,0
Dta/baixa	7	4	41,2	25,0
Total	17	16	100,0	100,0

Tabela 19 : Tabela de frequências da horizontalidade das EIPS

Verificou-se que antes da intervenção apenas 2 (11,8%) sujeitos apresentavam as EIPS niveladas tendo este número aumentado para 8 sujeitos (50%) depois da colocação e uso das palmilhas.

Avaliação em T0	Nivelado	Contagem	Avaliação em T1			Total
			Nivelado	Esq/baixa	Dta/baixa	
Nivelado		Contagem	2	0	0	2
		%	100,0%	0,0%	0,0%	100,0%
Esq/baixa		Contagem	3	4	0	7
		%	42,9%	57,1%	0,0%	100,0%
Dta/baixa		Contagem	3	0	4	7
		%	42,9%	0,0%	57,1%	100,0%
Total		Contagem	8	4	4	16
		%	50,0%	25,0%	25,0%	100,0%

Tabela 20 : Tabulação cruzada da horizontalidade das EIPS

A comparação da horizontalidade das EIPS nos dois momentos de avaliação está expressa na tabela abaixo.

	Valor	GI	Significância Assintótica (Bilateral)
Teste de McNemar-Bowker	6,000	2	,050
Nº de Casos Válidos	16		

Tabela 21 : Horizontalidade das EIPS. Teste qui-quadrado

Dos 7 sujeitos que inicialmente tinham a EIPS esquerda mais baixa, 3 nivelaram. O mesmo ocorreu aos 7 sujeitos que tinham a EIPS direita mais baixa. A comparação entre

os dois momentos de avaliação revelou a existência de diferenças estatisticamente significativas com $p=0,050$.

4.2.3 - Plano sagital

No plano sagital foi avaliado o posicionamento do plano escapular em relação ao fio-de-prumo, a distância (em dedos do avaliador) cervical ao fio-de-prumo, a distância (em dedos do avaliador) lombar ao fio-de-prumo.

4.2.3.1 - Posicionamento do plano escapular em relação ao fio-de-prumo

	N T0	N T1	% T0	% T1
Anterior	8	12	47,1	75,0
Posterior	5	3	29,4	18,8
Igual	4	1	23,5	6,3
Total	17	16	100,0	100,0

Tabela 22 : Posicionamento do plano escapular em relação ao fio-de-prumo

A maioria dos sujeitos 8 (47,1%) apresentavam uma anteriorização da escápula e 4 sujeitos (23,5%) estavam alinhados com o fio-de-prumo. Na segunda avaliação verificou-se um aumento da anteriorização, 12 sujeitos (75%), tendo diminuído o número de sujeitos que estavam alinhados com o fio-de-prumo para 1 sujeito (6,3%).

		Avaliação em T1			Total	
		Anterior	Posterior	Igual		
Avaliação em T1	Anterior	Contagem	8	0	0	8
		%	100,0%	0,0%	0,0%	100,0%
	Posterior	Contagem	2	3	0	5
		%	40,0%	60,0%	0,0%	100,0%
	Igual	Contagem	2	0	1	3
		%	66,7%	0,0%	33,3%	100,0%
Total		Contagem	12	3	1	16
		%	75,0%	18,8%	6,3%	100,0%

Tabela 23 : Tabulação cruzada. Posicionamento do plano escapular em relação ao fio-de-prumo

A comparação do posicionamento do plano escapular em relação ao fio-de-prumo nos dois momentos de avaliação através do teste de qui-quadrado está expresso na tabela abaixo.

	Valor	gl	Significância Assintótica (Bilateral)
Teste de McNemar-Bowker	4,000	2	,135
Nº de Casos Válidos	16		

Tabela 24 : Posicionamento do plano escapular em relação ao fio-de-prumo – Teste qui-quadrado

Dos 5 sujeitos cujo plano escapular estava posterior, posteriores 2 passaram a ter o plano escapular anterior. Dos 3 sujeitos que na primeira avaliação estavam alinhados 2 passaram a anterior. Não se verificaram diferenças com significância estatística nos dois momentos de avaliação, tendo sido obtido um $p=0,135$.

4.2.3.2 - Distância do fio-de-prumo ao ápex lombar

	N T0	N T1	% T0	% T1
Normal	8	8	47,1	50,0
Superior	8	7	47,1	43,8
Inferior	1	1	5,9	6,3
Total	17	16	100,0	100,0

Tabela 25 : Tabela de frequências. Distância do fio-de-prumo ao ápex lombar

Dos 8 sujeitos (50%) que tinham uma distância ápex lombar até ao fio-de-prumo na segunda avaliação manteve-se o mesmo número.

		Avaliação em T1			Total	
		Normal	Superior	Inferior		
Avaliação em T0	Normal	Contagem	4	3	0	7
		%	57,1%	42,9%	0,0%	100,0%
	Superior	Contagem	4	4	0	8
		%	50,0%	50,0%	0,0%	100,0%
	Inferior	Contagem	0	0	1	1
		%	0,0%	0,0%	100,0%	100,0%
Total		Contagem	8	7	1	16
		%	50,0%	43,8%	6,3%	100,0%

Tabela 26 : Tabulação cruzada. Distância do fio-de-prumo ao ápex lombar

A comparação do posicionamento do ápex lombar em relação ao fio-de-prumo nos dois momentos de avaliação através do teste de qui-quadrado está expresso na tabela abaixo.

	Valor	Gl	Significância Assintótica (Bilateral)
--	-------	----	--

Teste de McNemar-Bowker	,143	1	,705
Nº de Casos Válidos	16		

Tabela 27 : Distância do fio-de-prumo ao ápex lombar. Teste qui-quadrado

O único sujeito que inicialmente apresentava diminuição da distância do ápex ao fio-de-prumo, manteve essa diminuição. Dos 8 sujeitos que tinham essa distância aumentada, 4 normalizaram, e os outros 4 mantiveram o estado. Dos 7 sujeitos que tinham uma distância normal, 4 mantiveram essa normalidade e 3 aumentaram essa distância. Os resultados das comparações entre ambos os momentos de avaliação não apresentam significância estatística com um $p=0,705$.

		Avaliação em T1				Total	
		2	3	4	5		
Avaliação em T0	2	Contagem	1	0	0	0	1
		%	100,0%	0,0%	0,0%	0,0%	100,0%
	3	Contagem	0	4	2	1	7
		%	0,0%	57,1%	28,6%	14,3%	100,0%
	4	Contagem	0	4	4	0	8
		%	0,0%	50,0%	50,0%	0,0%	100,0%
Total		Contagem	1	8	6	1	16
		%	6,3%	50,0%	37,5%	6,3%	100,0%

Tabela 28 : Tabulação cruzada. Distância do fio-de-prumo ao ápex lombar (em número de dedos transversos do avaliador)

Verificou-se que dos 7 indivíduos que tinham uma distância de 3 dedos, 2 deles aumentaram para 4 e um para 5 dedos. Dos 8 sujeitos que tinham uma distância de 4 dedos, 4 melhoraram e passaram a 3 dedos.

4.2.3.3 - Distância do fio-de-prumo ao ápex cervical

A tabela abaixo mostra a distribuição dos sujeitos em ambos momentos de avaliação relativamente à distância do fio-de-prumo ao ápex cervical.

		N T0	N T1	% T0	% T1
Válido	Normal	10	14	58,8	87,5
	Superior	7	2	41,2	12,5
	Total	17	16	100,0	100,0

Tabela 29 : Tabela de frequências. Distância do fio-de-prumo ao ápex cervical

No momento T0 foram encontrados 10 sujeitos (58,8%) com uma distância do ápex ao fio-de-prumo normal. No segundo momento passaram a existir 14 sujeitos (87,5%) cuja distância era normal.

		Avaliação em T1		Total	
		Normal	Superior		
Avaliação em T0	Normal	Contagem	9	0	9
		%	100,0%	0,0%	100,0%
	Superior	Contagem	5	2	7
		%	71,4%	28,6%	100,0%
Total		Contagem	14	2	16
		%	87,5%	12,5%	100,0%

Tabela 30 : Tabulação cruzada. Distância do fio-de-prumo ao ápex cervical

A comparação da distância do ápex cervical ao fio-de-prumo nos dois momentos de avaliação através do teste de qui-quadrado está expresso na tabela abaixo.

	Valor	Sig exata (2 lados)
Teste de McNemar		,063 ^a
Nº de Casos Válidos	16	

a. Distribuição binomial usada.

Tabela 31 : Distância do fio-de-prumo ao ápex cervical. Teste qui-quadrado

Dos 7 sujeitos que tinham uma distância superior ao normal, 2 mantiveram essa distância. Os outros 5 normalizaram essa distância. Significância estatística de $p=0.063$.

		Avaliação em T1				Total	
		4	5	6	8		
Avaliação em T0	4	Contagem	5	2	0	0	7
		%	71,4%	28,6%	0,0%	0,0%	100,0%
	5	Contagem	1	1	0	0	2
		%	50,0%	50,0%	0,0%	0,0%	100,0%
	6	Contagem	2	1	0	0	3
		%	66,7%	33,3%	0,0%	0,0%	100,0%
	7	Contagem	0	1	1	0	2
		%	0,0%	50,0%	50,0%	0,0%	100,0%
	8	Contagem	0	1	0	1	2
		%	0,0%	50,0%	0,0%	50,0%	100,0%

Total	Contagem	8	6	1	1	16
	%	50,0%	37,5%	6,3%	6,3%	100,0%

Tabela 32 : Tabulação cruzada. Distância do fio-de-prumo ao ápex cervical (em número de dedos transversos do avaliador)

No geral verificou-se que houve diminuição da distância avaliada. Dos 2 sujeitos que obtiveram 8 dedos, 1 passou a 6 dedos. Dos 3 indivíduos que obtiveram 6 dedos, 2 diminuíram essa distância tendo passado 1 a 4 dedos e 1 a 5 dedos.

4.2.4 - Plano Transverso

No plano transverso foi avaliada a anteriorização do ombro, a anteriorização da pélvis, a limitação cervical direita e a limitação cervical esquerda.

4.2.4.1- Anteriorização de ombro

A tabela abaixo mostra a distribuição dos sujeitos em ambos momentos de avaliação relativamente à anteriorização do ombro.

	N T0	N T1	% T0	% T1
Nulo	6	9	35,3	56,3
Ant/Dto	2	1	11,8	6,3
Ant/Esq	9	6	52,9	37,5
Total	17	16	100,0	100,0

Tabela 33 : Tabela de frequências. Anteriorização do ombro

Inicialmente 6 (35,3%) dos sujeitos não tinham qualquer alteração no nivelamento antero-posterior dos ombros, tendo passado para 9 (56,3%) no final.

		Avaliação em T1			Total	
		Nulo	Ant/Dto	Ant/Esq		
Avaliação em T0	Nulo	Contagem	5	0	1	6
		%	83,3%	0,0%	16,7%	100,0%
Ant/Dto	Contagem	0	1	0	1	
	%	0,0%	100,0%	0,0%	100,0%	
Ant/Esq	Contagem	4	0	5	9	
	%	44,4%	0,0%	55,6%	100,0%	
Total	Contagem	9	1	6	16	
	%	56,3%	6,3%	37,5%	100,0%	

Tabela 34 : Tabulação cruzada. Anteriorização do ombro

A comparação da percentagem de sujeitos com anteriorização do ombro nos dois momentos de avaliação está expresso na tabela abaixo.

	Valor	Gl	Significância Assintótica (Bilateral)
Teste de McNemar-Bowker	1,800	1	,180
Nº de Casos Válidos	16		

Tabela 35 : Anteriorização do ombro Teste qui-quadrado

Dos 9 sujeitos que tinham um ombro esquerdo mais anterior, 5 mantiveram e 4 normalizaram. Dos 6 sujeitos que tinham uma postura dos ombros no plano sagital normal, 1 anteriorizou o ombro esquerdo. A diferença entre os dois momentos não revela significância estatística, $p=0,180$.

4.2.4.2 - Anteriorização da pélvis

A tabela abaixo mostra a distribuição dos sujeitos em ambos momentos de avaliação relativamente à anteriorização da pélvis.

	N T0	N T1	% T0	% T1
Nulo	13	14	76,5	87,5
Ant/Dto	3	2	17,6	12,5
Ant/Esq	1	0	5,9	0,0
Total	17	16	100,0	100,0

Tabela 36 : Tabela de frequências. Anteriorização da pélvis

Houve uma ligeira melhoria no número de sujeitos que nivelou a pélvis no plano sagital, passando de 13 (76,5%) inicialmente para 14 (87,5%) depois da intervenção.

Avaliação em T0		Avaliação em T1		Total
		Desnivelada	Nivelada	
Desnivelada	Contagem	2	2	4
	%	50,0%	50,0%	100,0%
Nivelada	Contagem	0	12	12
	%	0,0%	100,0%	100,0%
Total	Contagem	2	14	16
	%	12,5%	87,5%	100,0%

Tabela 37 : Tabulação cruzada. Anteriorização da pélvis

A comparação da percentagem de sujeitos com anteriorização da pélvis nos dois momentos de avaliação está expresso na tabela abaixo.

	Valor	Sig exata (2 lados)
Teste de McNemar		,500 ^a
Nº de Casos Válidos	16	

a. Distribuição binomial usada.

Tabela 38 : Anteriorização da pélvis. Teste qui-quadrado

Neste parâmetro não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os dois momentos de avaliação $p=0,500$.

4.2.4.3 - Limitação da rotação cervical direita

A tabela abaixo mostra a distribuição dos sujeitos em ambos momentos de avaliação relativamente à limitação da rotação cervical direita.

	N T0	N T1	% T0	% T1
Pouca	9	14	52,9	87,5
Muita	8	2	47,1	12,5
Total	17	16	100,0	100,0

Tabela 39 : Tabela de frequências da limitação da rotação cervical direita

Inicialmente 9 sujeitos (52,9%) tinham pouca limitação da rotação cervical direita, tendo aumentado para 14 (87,5%).

		Avaliação em T1			
		Pouca	Muita	Total	
Avaliação em T0	Pouca	Contagem	8	0	8
		%	100,0%	0,0%	100,0%
	Muita	Contagem	6	2	8
		%	75,0%	25,0%	100,0%
Total		Contagem	14	2	16
		%	87,5%	12,5%	100,0%

Tabela 40 : Tabulação cruzada. Limitação da rotação cervical direita

A comparação da percentagem de sujeitos com Limitação da rotação cervical direita nos dois momentos de avaliação está expresso na tabela abaixo.

	Valor	Sig exata (2 lados)
Teste de McNemar		,031 ^a
Nº de Casos Válidos	16	

a. Distribuição binomial usada.

Tabela 41 : Limitação da rotação cervical direita. Teste qui-quadrado

Verificou-se uma diminuição na limitação da rotação cervical direita com significância estatística de $p=0,031$.

4.2.4.4 - Limitação da rotação cervical esquerda

A tabela abaixo mostra a distribuição dos sujeitos em ambos momentos de avaliação relativamente à limitação da rotação cervical esquerda.

	N T0	N T1	N T0	N T1
Pouca	8	14	47,1	87,5
Muita	9	2	52,9	12,5
Total	17	16	100,0	100,0

Tabela 42 : Tabela de frequências. Limitação da rotação cervical esquerda.

Na avaliação inicial existiam 8 sujeitos (47,1%) que tinham pouca limitação da rotação cervical esquerda, tendo aumentado para 14 (87,5%).

Avaliação T0		Avaliação T1		Total
		Pouca	Muita	
Pouca	Contagem	8	0	8
	%	100,0%	0,0%	100,0%
Muita	Contagem	6	2	8
	%	75,0%	25,0%	100,0%
Total	Contagem	14	2	16
	%	87,5%	12,5%	100,0%

Tabela 43 : Tabulação cruzada. Limitação da rotação cervical esquerda.

A comparação da percentagem de sujeitos com Limitação da rotação cervical esquerda nos dois momentos de avaliação está expresso na tabela abaixo.

	Valor	Sig exata (2 lados)
Teste de McNemar		,031 ^a
Nº de Casos Válidos	16	

a. Distribuição binomial usada.

Tabela 44 : Limitação da rotação cervical esquerda. Teste qui-quadrado

Verificou-se uma diminuição na limitação da rotação cervical esquerda com significância estatística de $p=0,031$.

4.3 – Análise das variáveis cinemáticas

Foram avaliados 5 parâmetros posturais. Dois no plano sagital, distância ápex cervical até à linha de referência e distância do ápex lombar até à linha de referência, e três no plano frontal, ângulo entre a linha que une os dois acromions e o solo, ângulo entre a linha que une as duas EIAS e o solo e ângulo entre a linha que une as duas EIAS e os dois acromions.

4.3.1 - Plano Sagital

4.3.1.1 *Distância do ápex cervical à linha de referência*

A figura ilustra os parâmetros avaliados.



Figura 35 - Plano sagital. Linha de referência até ao ápex cervical.

No gráfico abaixo representam-se os valores obtidos por cada sujeito de distância do ápex cervical à linha de referência vertical em cada um dos momentos de avaliação.

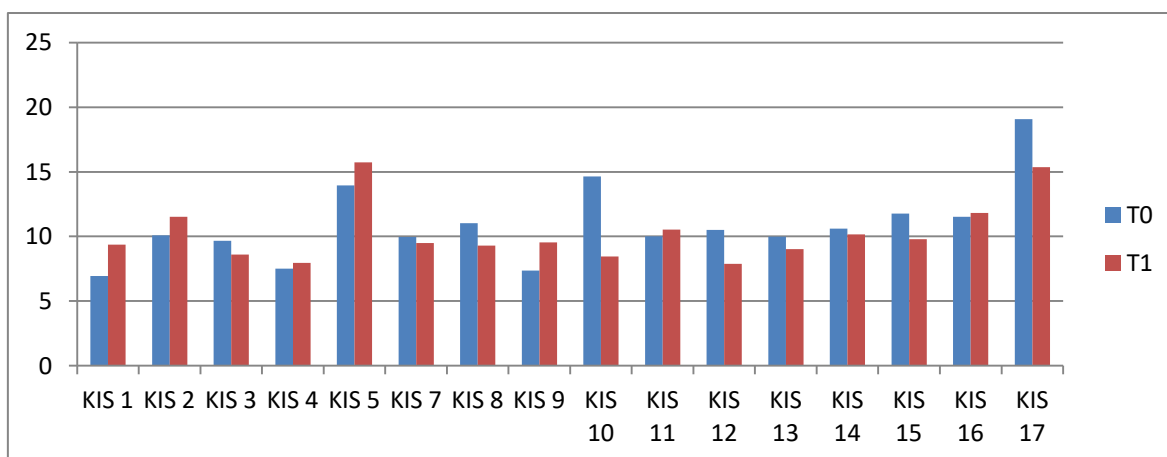


Gráfico 1 – Diferença da linha de referência ao ápex cervical (cm)

Na distância que separa o ápex cervical da linha vertical de referência, obteve-se diminuição desse valor em 9 sujeitos que melhoraram assim a verticalidade. Os resultados foram piores para 7 sujeitos.

	Dist post - Ápex Cerv_ T0	Dist post - Ápex Cerv_ T1
N	16	16
Média	10,91	10,28
Mínimo	6,95	7,88
Máximo	19,07	15,73

Tabela 45 : Tabela de diferença entre a linha de referência e o ápex cervical (cm)

Foi obtida uma média mais baixa (10,28 cm) no segundo momento de avaliação quando comparado com T1 (10,91 cm). A distância máxima teve uma melhoria (de 19,07 para 15,73 cm) e a distância mínima sofreu um ligeiro agravamento (6,95 para 7,88 cm).

	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão da Média	95% Intervalo de Confiança da Diferença		t	Gl	Sig. (bilateral)
				Inferior	Superior			
Par 1 Dist post - Ápex Cerv_ T0 - Dist post - Ápex Cerv_ T1	,630	2,283	,570	-,586	1,846	1,104	15	,287

Tabela 46 : Teste de amostras emparelhadas (T-Test) para a diferença entre a linha de referência e o ápex cervical

Foi obtido um p=0,287, não sendo estatisticamente significativo.

4.3.1.2 Distância do ápex lombar à linha de referência

Na distância que separa o ápex lombar da linha vertical de referência, observaram-se decréscimo desse valor em 10 sujeitos (melhoraram assim a verticalidade). Os resultados foram piores para 6 indivíduos.

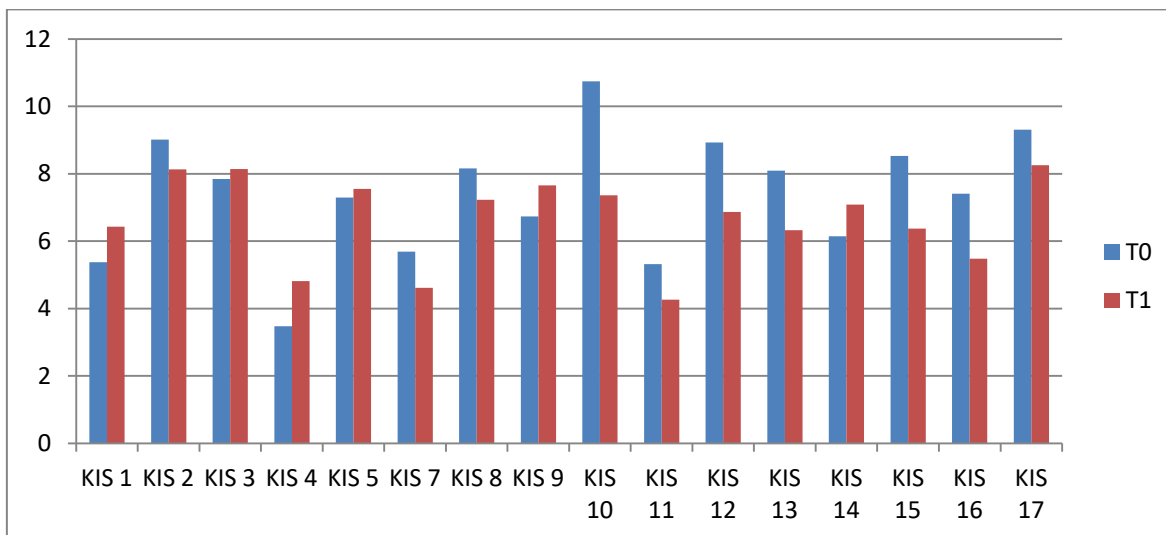


Gráfico 2 – Diferença entre a linha de referência e o ápex lombar (cm)

Foi obtida uma média mais baixa (6,65 cm) no segundo momento de avaliação quando comparado com T1 (7,37 cm).

A distância máxima teve uma melhoria (de 10,74 para 8,253 cm) e a distância mínima sofreu um ligeiro agravamento (3,47 para 4,26 cm).

	Dist post - Ápex Lomb_ T0	Dist post - Ápex Lomb_ T1
N	16	16
Média	7,37	6,65
Mínimo	3,47	4,26
Máximo	10,74	8,25

Tabela 47 : Máximos, mínimos e médias entre a linha de referência e o ápex lombar (cm)

A distância máxima teve uma melhoria (de 10,74 para 8,25 cm) e a distância mínima sofreu um ligeiro agravamento (3,47 para 4,26 cm).

Média	Desvio Padrão	Diferenças emparelhadas	95% Intervalo de Confiança da Diferença		t	gl	Sig. (bilateral)
			Inferior	Superior			
		Erro Padrão da Média					

Par 1	Dist post - Ápex	,71813	1,38564	,34641	-,02023	1,45648	2,073	15	,056
	Lomb_ T0 - Dist post - Ápex								
	Lomb_ T1								

Tabela 48 : Teste de amostras emparelhadas (T-Test) para a diferença entre a linha de referência e o ápex lombar

As diferenças não se revelaram estatisticamente significativas, $p=0,056$.

4.3.2 – Plano frontal

4.3.2.1 Ângulo entre a linha que une os dois acromions e o solo



Figura 36 - Ângulo entre a linha que une os dois acromions e o solo

Serão consideradas melhorias (nivelamento ou melhoria na horizontalidade) quando o valor obtido for mais próximo de 180° . A referência é a intersecção das linhas no acromion esquerdo. Valores inferiores a 180° significam que o ombro esquerdo estará mais baixo em relação ao solo e valores superiores a 180° significam que o ombro esquerdo estará mais alto em relação ao solo.



Figura 37 - Referência em relação ao ombro esquerdo

No ângulo entre a linha que une os dois acromions e o solo 4 sujeitos melhoraram, 5 mantiveram esse ângulo e 7 pioraram.

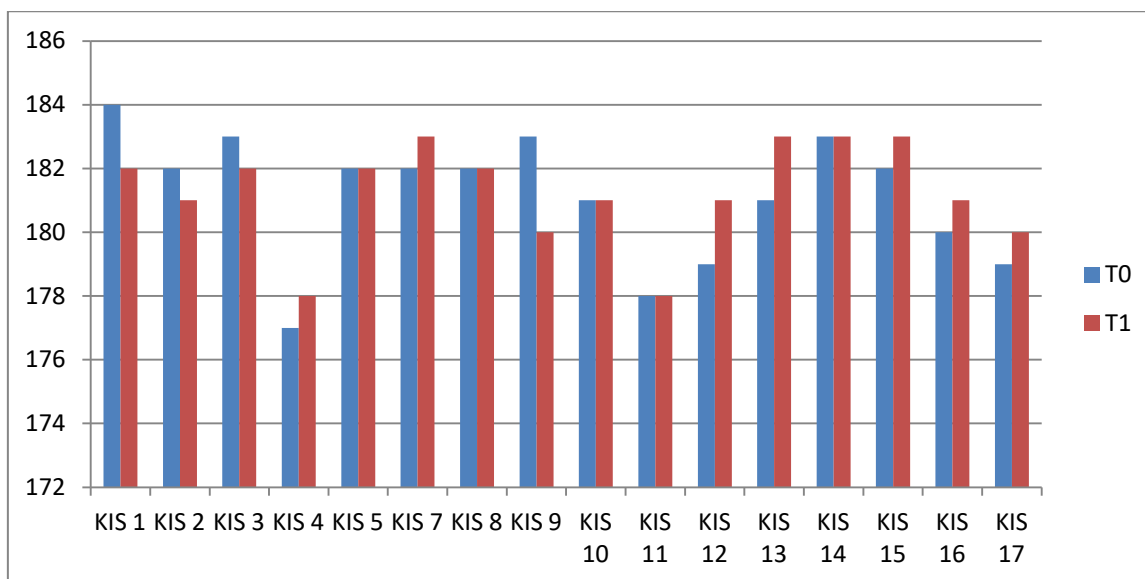


Gráfico 3 - Diferenças no ângulo entre linhas que une os dois acromions e o solo de T0 para T1 (°)

Foi obtida uma média mais alta (181,250°) no segundo momento de avaliação quando comparado com T1 (181,125°).

	a_Ang Solo-AC_T0 (origEsq)	a_Ang Solo-AC_T1 (origEsq)
N	16	16
Média	181,125	181,250
Mínimo	177,0	178,0
Máximo	184,0	183,0

Tabela 49 : Máximos, mínimos e médias do ângulo entre a linha que une os dois acromions e o solo (°)

O ângulo máximo teve uma melhoria (184° para 183°) e mínimo também melhorou (177° para 178°).

	Média	Desvio Padrão	Diferenças emparelhadas		T	gl	Sig. (bilateral)
			Erro Padrão da Média	95% Intervalo de Confiança da Diferença			
Par 1 a_Ang Solo-AC_T0 a_Ang Solo-AC_T1	-,1250	1,3601	,3400	Inferior: -,8498 Superior: ,5998	-,368	15	,718

Tabela 50 : Teste de amostras emparelhadas (T-Test) para o ângulo entre as linhas que une os dois acromions e o solo

Foi obtido um p=0,718, não sendo estatisticamente significativo.

4.3.2.2 Ângulo entre a linha que une as duas EIAS e o solo

Serão consideradas melhorias (nivelamento ou melhoria na horizontalidade) quando o valor obtido for mais próximo de 180°. A referência é a intersecção das linhas na EIAS esquerda. Valores inferiores a 180° correspondem à posição mais baixa da EIAS esquerda em relação ao solo. E valores superiores a 180° que a EIAS esquerda estará mais alta em relação ao solo.

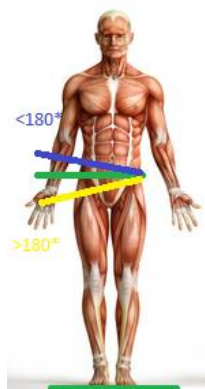


Figura 38 - Referência em relação a EIAS esquerda

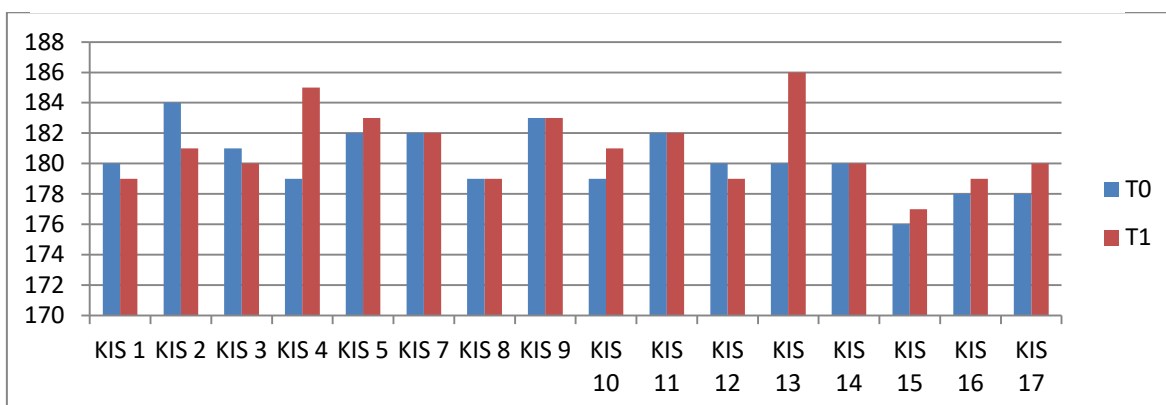


Gráfico 4 - Diferenças no ângulo entre a linha que une as duas EIAS e o solo de T0 para T1(°)

No ângulo entre a linha que une as duas EIAS e o solo, 4 sujeitos melhoraram, 7 pioraram e 5 mantiveram esse ângulo.

	a_Ang Solo-EIAS_T0 (origEsq)	a_Ang Solo-EIAS_T1 (origEsq)
N	16	16
Média	180,188	181,000
Mínimo	176,0	177,0
Máximo	184,0	186,0

Tabela 51 : Máximos, mínimos e médias do ângulo entre a linha que une as duas EIAS e o solo (°)

Foi obtida uma média mais alta (181,00°) no segundo momento de avaliação quando comparado com T0 (180,188°). O ângulo mínimo melhorou de T0 para T1 (176° para 177°) e máximo sofreu um ligeiro agravamento (184° para 186°).

Par	a_Ang Solo-	Diferenças emparelhadas				T	gl	Sig. (bilateral)
		Média	Desvio Padrão	Erro Padrão da Média	95% Intervalo de Confiança da Diferença Inferior Superior			
1	EIAS_T0 (a_Ang Solo-EIAS_T1	-,8125	2,3726	,5931	-2,0768 ,4518	-1,370	15	,191

Tabela 52 : Teste de amostras emparelhadas (T-Test) para o ângulo entre as linhas que une as duas EIAS e o solo

Foi obtido um $p=0,191$, não sendo estatisticamente significativo.

4.3.2.3 Ângulo entre a linha que une as duas EIAS e a linha que une os dois acromions

Ângulo entre a linha que une as duas EIAS e a linha que une os dois acromions (assimetria da horizontalidade das cinturas). Poderão estar paralelos, inclinados para a direita ou esquerda, ou cruzados à direita ou à esquerda.



Figura 39 - Assimetria das cinturas

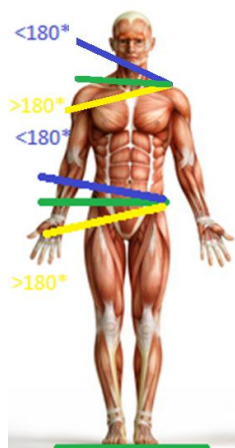


Figura 40 - Ângulos na assimetria de cinturas

Serão consideradas melhorias (nivelamento ou melhoria na horizontalidade) quando o valor obtido for mais próximo de 180°. A referência é a intersecção das linhas na EIAS e acromions esquerdo. Menos de 180° a EIAS e/ou acromion esquerdo estará mais baixo. Mais de 180° a EIAS e/ou acromion esquerdo estará mais alto.

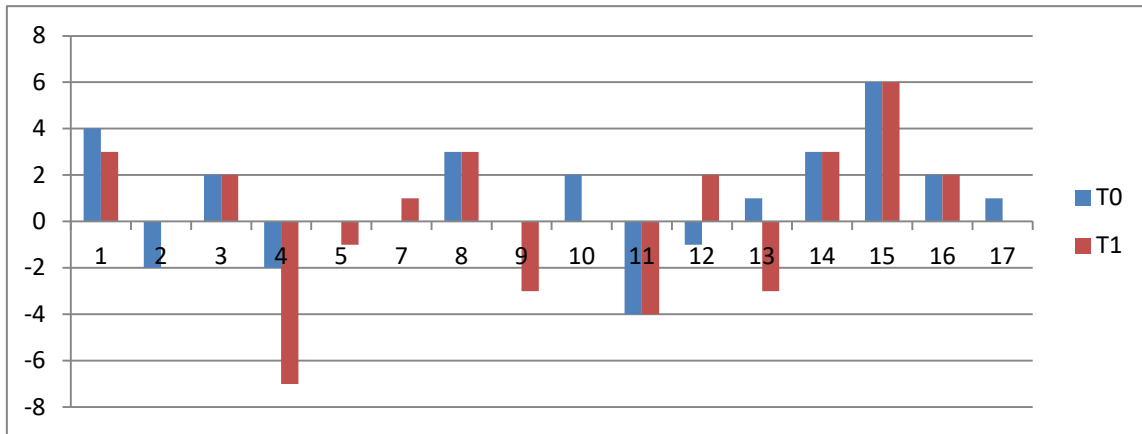


Gráfico 5 - Diferença entre T0 e T1 nos valores do ângulo entre a linha que une as duas EIAS e a linha que une os do acromions (°)

Quatro sujeitos melhoraram a diferença no valor dos ângulos, 6 pioraram e 6 mantiveram.

4.4 - Análise da %MCV do EMG

Para a análise dos dados da EMG, só foi possível contabilizar os dados de 11 indivíduos. Os dados de 6 sujeitos não poderam ser objeto de tratamento e análise por falhas ocorridas na recolha (seja em T0 ou T1, numa das repetições ou num músculo).

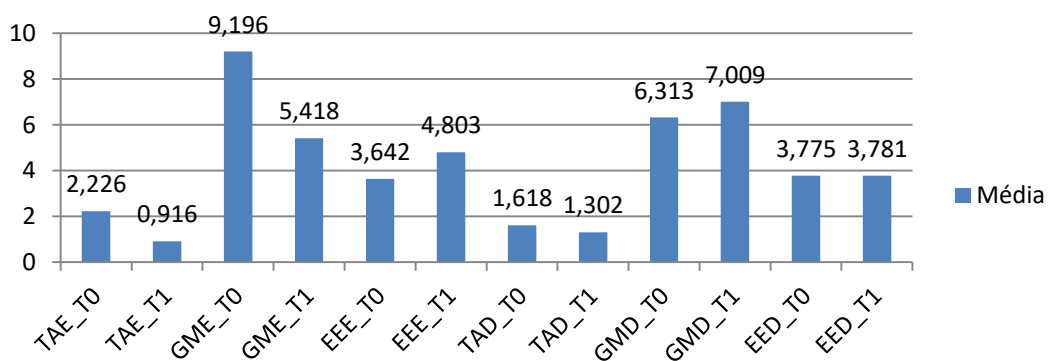


Gráfico 6 - Valores médios de %MCV

Verificou-se que houve uma diminuição de T0 para T1, dos valores médios de %MCV no tibial anterior esquerdo (TAE), tibial anterior direito (TAD), gastrocnémio esquerdo (GME). Pelo contrário, aumentaram os valores no gastrocnémio direito (GMD), no eretor da espinha esquerdo (EEE) e eretor da espinha direito (EED).

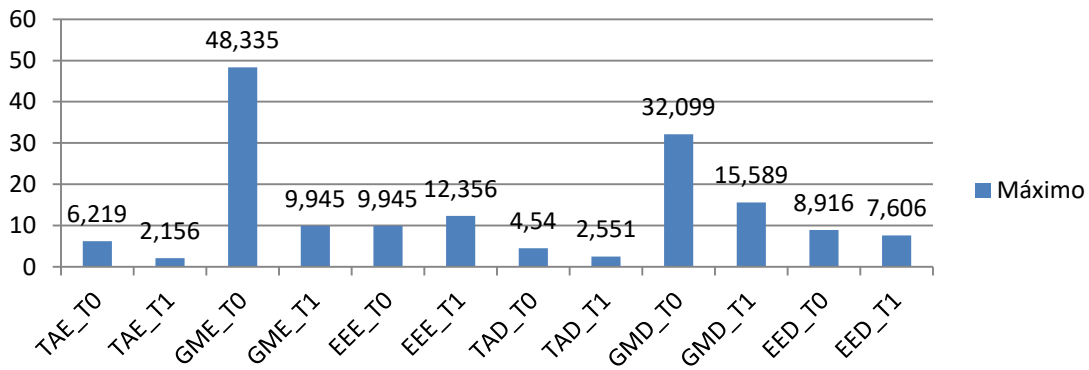


Gráfico 7 - Valores máximos de % MCV

Relativamente aos valores máximos obtidos, houve uma diminuição de T0 para T1, dos valores de %MCV no tibial anterior esquerdo (TAE), tibial anterior direito (TAD), gastrocnémio esquerdo (GME), eretor da espinha direito (EED) e no gastrocnémio direito (GMD). Os valores aumentaram no eretor da espinha esquerdo (EEE).

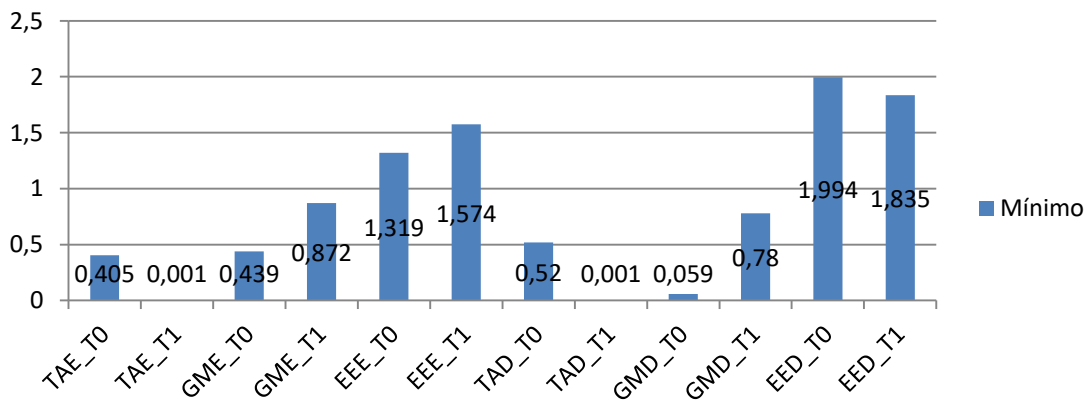


Gráfico 8 - Valores mínimos de % MCV

Quanto aos valores mínimos, houve uma diminuição de T0 para T1, dos valores de %MCV no tibial anterior esquerdo (TAE), tibial anterior direito (TAD), eretor da espinha direito (EED). Os valores aumentaram no gastrocnémio esquerdo (GME), eretor da espinha esquerdo (EEE) e no gastrocnémio direito (GMD).

Estatísticas de amostras emparelhadas

		Média	N	Desvio Padrão	Erro Padrão da Média
Par 1	% EMG_TAE_T0	2,22620	11	1,973255	,594959
	% EMG_TAE_T1	,91609	11	,596233	,179771
Par 2	% EMG_GME_T0	9,19631	11	14,070932	4,242546
	% EMG_GME_T1	5,41872	11	3,221950	,971455
Par 3	% EMG_EEE_T0	3,64274	11	2,656300	,800905
	% EMG_EEE_T1	4,80345	11	3,547873	1,069724
Par 4	% EMG_TAD_T0	1,61885	11	1,109411	,334500
	% EMG_TAD_T1	1,30286	11	,737342	,222317
Par 5	% EMG_GMD_T0	6,31348	11	9,085968	2,739522
	% EMG_GMD_T1	7,00990	11	5,549868	1,673348
Par 6	% EMG_EED_T0	3,77584	11	1,999047	,602735
	% EMG_EED_T1	3,78167	11	1,759808	,530602

Tabela 53 : Médias e desvio padrão de %MCV

Correlações de amostras emparelhadas

		N	Correlação	Sig.
Par 1	% EMG_TAE_T0 & % EMG_TAE_T1	11	,698	,017
Par 2	% EMG_GME_T0 & % EMG_GME_T1	11	,136	,689
Par 3	% EMG_EEE_T0 & % EMG_EEE_T1	11	,295	,378
Par 4	% EMG_TAD_T0 & % EMG_TAD_T1	11	-,384	,243
Par 5	% EMG_GMD_T0 & % EMG_GMD_T1	11	,479	,136
Par 6	% EMG_EED_T0 & % EMG_EED_T1	11	,301	,369

Tabela 54 : Correlações das amostras emparelhadas de % MCV (mV)

		Diferenças emparelhadas				t	gl	Sig. (bilateral)
		Média	Desvio Padrão	Erro Padrão da Média	95% Intervalo de Confiança da Diferença Inferior Superior			
Par 1	% EMG_TAE_T0 - % EMG_TAE_T1	1,310117	1,614252	,486715	,225648 2,394587	2,692	10	,023*
Par 2	% EMG_GME_T0 - % EMG_GME_T1	3,777594	14,000487	4,221306	-5,628061 13,183250	,895	10	,392
Par 3	% EMG_EEE_T0 - % EMG_EEE_T1	-1,160718	3,751981	1,131265	-3,681333 1,359897	-1,026	10	,329

Par 4	% EMG_TAD_T0 - % EMG_TAD_T1	,315989	1,550170	,467394	-,725430	1,357407	,676	10	,514
Par 5	% EMG_GMD_T0 - % EMG_GMD_T1	-,696417	8,063625	2,431275	-6,113634	4,720801	-,286	10	,780
Par 6	% EMG_EED_T0 - % EMG_EED_T1	-,005835	2,230789	,672608	-1,504500	1,492829	-,009	10	,993

Tabela 55 : Teste de amostras emparelhadas (t-Test) de % MCV (mV)

Obteve-se um resultado estatisticamente significativo no par 1 (TAE) com p=0,023.

4.5 – Análise do equilíbrio através da amplitude médio-lateral e antero-posterior do CoP

Apenas foi possível analisar os dados referentes a 12 sujeitos. A tabela apresenta os valores médios, mínimos e máximos da amplitude de oscilação mediolateral (x) e anteroposterior (y).

	COP_x_T0	COP_x_T1	COP_Y_T0	COP_Y_T1
N	12	12	12	12
Média	-,29417	,11250	,48000	,05750
Mínimo	-8,010	-2,590	-,630	-5,620
Máximo	4,550	5,820	2,590	4,140

Tabela 56 : Valores médios, máximos e mínimos da amplitude médio-lateral e antero-posterior do CP (mm)

O gráfico ilustra os valores médios da amplitude de oscilação mediolateral (x) e anteroposterior (y) nmos dois momentos de avaliação.

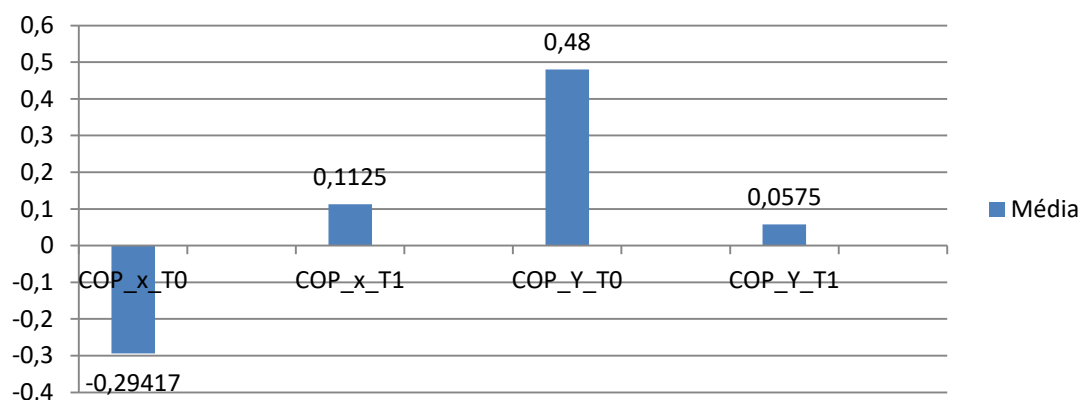


Gráfico 9 - Valores médio da amplitude ML e AP do CP (mm)

Encontra-se uma diminuição na amplitude média ML (CoP x) de T0 (-0,29417mm) para T1 (0,1125mm). No sentido AP (CoP Y) verifica-se uma menor oscilação média, o que traduz um melhor equilíbrio tendo sido verificada que o CoP se encontrava predominantemente anterior a projeção da linha do CG.

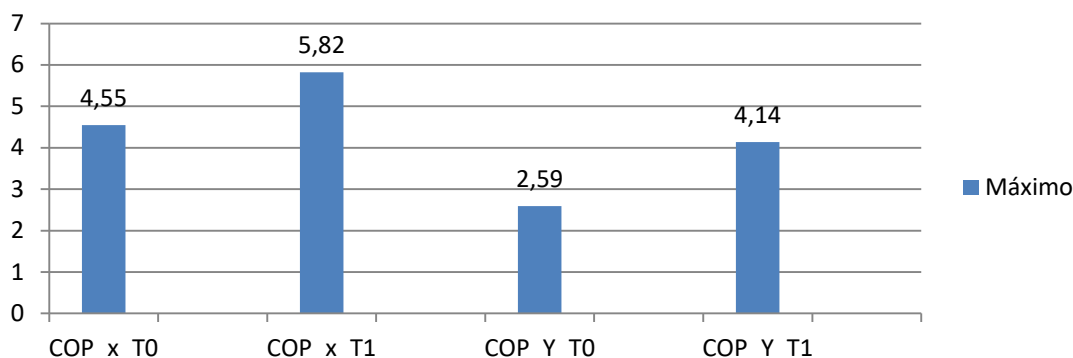


Gráfico 10 - Valores máximos da amplitude ML e AP do CP (mm)

Os valores máximos aumentaram em ambas as variáveis estudadas (AP e ML).

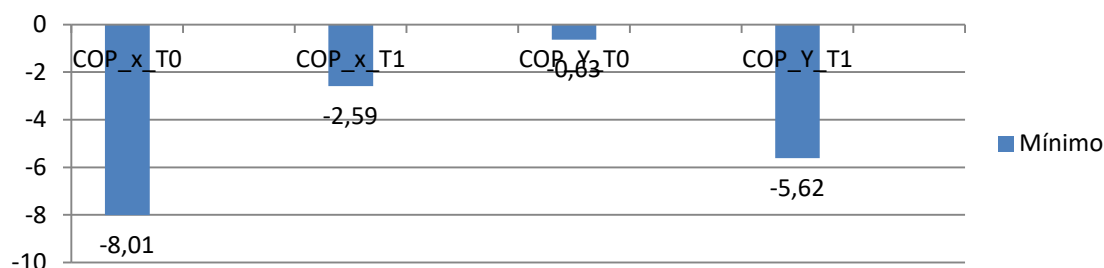


Gráfico 11 - Valores mínimos da amplitude ML e AP do CP (mm)

Os valores mínimos encontrados diminuíram no sentido ML (CoP X) e aumentaram no sentido AP (CoP Y).

		Média	N	Desvio Padrão	Erro Padrão da Média
Par 1	COP_x_T0	-,29417	12	3,533712	1,020095
	COP_x_T1	,11250	12	2,153556	,621678
Par 2	COP_Y_T0	,48000	12	,970201	,280073
	COP_Y_T1	,05750	12	2,895900	,835974

Tabela 57 : Médias e desvio padrão de CP

		N	Correlação	Sig.
Par 1	COP_x_T0 & COP_x_T1	12	,161	,616
Par 2	COP_Y_T0 & COP_Y_T1	12	,007	,982

Tabela 58 : Correlações das amostras emparelhadas de CP

		Média	Desvio Padrão	Diferenças emparelhadas		t	gl	Sig. (bil)
				Erro Padrão da Média	95% Intervalo de Confiança da Diferença Inferior Superior			
Par 1	COP_x_T0 - COP_x_T1	-,406667	3,829841	1,105580	-2,840031 2,026698	-,368	11	,720
Par 2	COP_Y_T0 - COP_Y_T1	,422500	3,047512	,879741	-1,513797 2,358797	,480	11	,640

Tabela 59 : Teste de amostras emparelhadas (T-test) de CP

Não se encontraram resultados estatisticamente significativos.

5- DISCUSSÃO

Torna-se importante referir que os resultados deste estudo foram obtidos numa população jovem e sem qualquer alteração postural sintomática ou com patologia postural diagnosticada.

Bricot aconselha uma avaliação dos progressos de 2 em 2 meses. Este autor refere que o resultado da reprogramação postural durante os primeiros 10 meses é geralmente melhor com palmilha do que sem palmilha. Após este tempo, a retirada da palmilha não alterará a postura, porque esta já sofreu uma integração¹⁰. Przysiezny, afirma que as reavaliações dos efeitos das palmilhas devem ser feitas em 3, 6, e 12 meses. Neste espaço temporal poderão ser verificadas alterações, recomendando a manutenção da palmilha enquanto as variáveis posturais não se modificarem¹¹¹.

Num estudo realizado por Rendall em 1998²⁸ a 58 indivíduos, para avaliar a efetividade das ortóteses para o pé, os sujeitos usaram as ortóteses, em média durante 10 meses (entre 4 e 15 meses). Desses 51 sujeitos, 24 (41%) “concorda fortemente” e 21 (36,2%) “concorda”, que a utilização da palmilha contribuiu para a diminuição ou eliminação da queixa álgica.

5.1 – Amostra

Os indivíduos que se voluntariaram, foram sujeitos a uma observação inicial, que avaliava se as suas assimetrias posturais, encontradas nos vários planos, seriam determinantes para a sua inclusão. Na literatura os autores tiveram como critério de inclusão uma população com determinada patologia ou condição prévia como sejam lombalgias, entorses, patologia do joelho ou do calcâneo. Apesar da pequena dimensão da amostra (17) indivíduos, esta é semelhante à utilizada noutros estudos em que se utilizaram palmilhas para avaliação dos da postura, EMG e equilíbrio. Kavounoudias¹³ utilizou 9, Nedel¹¹² 15¹¹³. A Postura varia com a idade e as modificações musculoesqueléticas resultam do processo de envelhecimento.

Para além da limitação no estudo pelo facto de não serem usados doentes mas antes indivíduos sem queixas relativas à postura, constitui-se como limitação do estudo o

reduzido número de elementos podendo os resultados estar a ser influenciados por esse aspeto.

5.2 – Análise Postural

5.2.1 – Plano frontal

Na avaliação postural para a análise dos elementos para a construção da palmilha, foram observados os três planos (frontal, anterior e posterior; sagital; transversal). Nestes planos foram observadas e corrigidas as alterações ao nível da horizontalidade dos ombros, das EIAs, das EIPs, do comprimento dos indicadores, da força dos extensores do punho e dedos e da rotação cervical à direita e à esquerda.

Torna-se necessário reforçar que, no primeiro momento e após terem sido colocados os elementos plantares necessários à correção das variáveis posturais, os sujeitos normalizaram todos os parâmetros atrás referidos tal como encontrados nos estudos realizados por Comelli e Miranda em 2007¹¹⁴, Nedel em 2009¹¹² e com as referências aos estudos feitos por Bricot¹⁰ e referido por Gagey¹⁴ e Przysiezny¹¹¹.

Na avaliação final, foi retirada a palmilha propriocetiva aos sujeitos estando com os pés sem qualquer compensação. Desta forma, a análise foi realizada com os indivíduos descalços, tendo necessariamente alterado a postura que tinham no decorrer das 8 semanas anteriores.

No plano frontal a horizontalidade dos ombros, observou-se inicialmente que a maioria (52,9%) dos sujeitos apresentava o ombro esquerdo mais alto. Somente (11,8%) apresentava horizontalidade. Verificou-se uma melhoria, tendo diminuído para 43,8% a assimetria atrás referida e a horizontalidade foi obtida por 31,3% dos sujeitos. Estes dados são corroborados por Bernard Bricot¹⁰, que reconhece uma prevalência do ombro esquerdo mais elevado em indivíduos dextros. O que se confirma na amostra do presente estudo em que existem 88,2% (15 sujeitos) cujo membro superior dominante é o direito.

No parâmetro horizontalidade das cristas ilíacas, encontramos também uma melhoria da postura, com melhoria no seu nivelamento. Inicialmente encontravam-se 12 dos sujeitos (58,8 % com a crista ilíaca direita mais elevada e 11% com a esquerda) tendo este número decrescido para 9 (37,5% à direita e 18% à esquerda). O que dará aproximadamente 70% dos sujeitos com dismetria não especificada em causa e/ou

localização dos membros inferiores. Estes valores estão de acordo com o descrito na literatura^{104,115,116}. Este parâmetro reflete uma assimetria no comprimento do membro inferior. Ela pode ser aparente, por alteração da bácia unilateral da bacia e/ou diminuição da altura do arco plantar ou real por diminuição da altura dos ossos da perna e coxa^{10,104,115,117,118}. Tendo havido uma correção inicial deste parâmetro da totalidade dos sujeitos, a retirada da palmilha poderá ser a causa de nem todos os sujeitos terem apresentado melhorias. Houve no entanto, um nivelamento que passou de 29,4% para 43,8%, sem que se refletisse num resultado estatisticamente significativo ($p=0,223$).

Na avaliação do nivelamento dos indicadores, não é o dedo que é mais comprido, mas sim o resultado de uma assimetria postural do membro superior, o que traduz uma rotação da cintura escapular, rotação anterior da omoplata ou depressão do ombro^{10,119} apresentando o indicador “mais longo” aquele cujo ombro está mais anterior¹⁰. Nos indivíduos dextros o indicador direito apresenta-se mais longo nesta avaliação. Sendo o esquerdo nos indivíduos canhotos¹⁰.

A maioria dos sujeitos da amostra é dextra (88,2%), números coincidentes com os estudos realizados para a população mundial que apontam para um número de aproximadamente a 10% de indivíduos canhotos¹²⁰.

Na avaliação inicial, 16 sujeitos tinham o indicador “ mais comprido”. Após a retirada das palmilhas posturais obteve-se uma melhoria, tendo obtido nivelamento neste parâmetro 11 sujeitos (68,8%) Este resultado é estatisticamente significativo ($p=0,002$).

A diminuição da força dos extensores do punho, pode ser o resultado da lateralidade do individuo, pela utilização preferencial do membro superior dominante. Bricot¹⁰ e Gagey e colaboradores¹⁴ também relacionam esta assimetria com alterações nos captosres podais.

No presente estudo a alteração foi imediatamente corrigida com a compensação das assimetrias dos captosres podais, através das palmilhas¹⁰.

Com a retirada das palmilhas o número de sujeitos com diminuição de força num dos membros passou de 12 (70,1%) para 8 (50%). Não sendo um resultado com significância estatística ($p=0,368$), a sua diminuição é porém do ponto de vista clínico, um bom resultado.

A EIPS é uma das zonas de referência para perceber as alterações posturais e biomecânicas dos ilíacos quer unilaterais ou bilaterais ^{15,121}. Estas alterações podem ser no plano sagital (eixo horizontal ou transversal) com anteriorização e posteriorização, quer no plano sagital (eixo longitudinal) com rotação externa e interna e ainda no plano frontal (eixo transversal) nutação e contranutação ^{15,121}. Por todas as alterações referidas, é importante que este parâmetro esteja nivelado. É na articulação sacroilíaca que se cruzam as forças ascendentes e descendentes resultantes da postura e movimento ¹²¹.

No parâmetro horizontalidade das EIPS passou-se de 15 (88,3%) sujeitos com desnível da EIPS, para 50% sendo a diferença entre momentos de avaliação estatisticamente significativa com $p=0,05$.

5.2.2 – Plano sagital

No plano sagital foram avaliadas a distância do fio-de-prumo até ao ápex da lordose cervical e ao ápex da lordose lombar. Bricot, na sua avaliação refere que esta distância normal se situa nos 4 dedos (6 a 8 cm) para a lordose cervical e 3 dedos (4 a 6 cm) para a lordose lombar¹⁰. Desta forma manter-se-á uma postura equilibrada obtendo um ângulo sagrado de 32º, o disco de L3/L4 horizontal e a vértebra L3 a mais anteriorizada ¹⁰.

O número de sujeitos com uma distância normal ápex lombar fio-de-prumo manteve-se nos 50% com 8 indivíduos, não tendo assim sido registadas alterações. A significância estatística também assim o demonstra com um $p=0,705$. Na distância fio-de-prumo ao ápex cervical, verificou-se uma melhoria de 10 (58,8%) para 14 sujeitos (87,5%).

5.2.3 – Plano transversal

No plano transversal são avaliadas as rotações do tronco.

As alterações podem ser na cintura escapular com a anteriorização de um ombro, ou da cintura pélvica com a anteriorização de um ilíaco. A normalidade ocorre quando as cinturas estão alinhadas com uma linha que passará pela face posterior dos calcâneos ^{10,14}.

Nestes aspetos encontraram-se melhorias mas sem significado estatístico.

No que toca às limitações encontradas nas rotações cervicais direita e esquerda, os resultados foram estatisticamente significativos com $p=0,31$ para a as diferenças encontradas na limitação da rotação esquerda e resultado e igual para a rotação direita.

5.3 - Análise das variáveis cinemáticas

5.3.1 - Plano sagital

Para esta análise foi colocada uma linha vertical tangente a zona mais posterior do corpo. Bricot, na sua avaliação refere que a distância normal se situa nos 6 a 8 cm, para a lordose cervical e 4 a 6 cm, para a lordose lombar¹⁰.

No parâmetro relativo ao ápex no geral verificou-se uma melhoria média (de 7,37cm para 6,65cm) o que traduz numa aproximação à normalidade e uma melhor verticalidade. Este resultado está próximo de ser estatisticamente significativo, com um $p=0,56$.

No parâmetro ápex cervical, apesar de se ter verificado uma melhoria da distância média (de 10,91cm para 10,28cm), esta fica aquém do estabelecido por Bricot¹⁰. Apesar disso as diferenças entre momentos de avaliação revelam-se estatisticamente significativas.

5.3.2 - Plano frontal

A normalidade é definida por como sendo o alinhamento paralelo entre o solo e a horizontalidade quer da linha que une os dois acromions, quer da linha que une as duas EIPS^{10,14,43,111}.

Os resultados obtidos revelam uma diferença média de $1,12^\circ$ em T0 e $1,125^\circ$ em T1. Estes dados estão em linha com os resultados obtidos por Ferreira em 2011¹¹⁰ e Raine em 1997¹²² afirmando que o ombro direito é mais baixo comparativamente ao esquerdo (através da medição da linha que une os dois acromions) entre 1° e $1,3^\circ$.

Quanto à horizontalidade das EIAS os valores encontrados na literatura situam-se nos entre 0 a $0,2^\circ$ e 0 a 4° sendo semelhantes ao que foi encontrado¹¹⁰

A simetria postural proposta por Kendal⁴³ não foi encontrada no estudo. Vários são os autores que contestam esta simetria e propõem que sejam alteradas as linhas orientadoras para o estudo da postura^{110,123}. Tendo havido melhorias na horizontalidade nos dois parâmetros avaliados, os resultados não foram estatisticamente significativos.

5.4 - Análise da %MCV EMG

A análise %MCV da EMG dos músculos tibial anterior, gastrocnémios medial e eretor da espinha, é importante, porque são estes músculos que mais interferem na manutenção da postura e do equilíbrio, segundo a teoria de descrita por Horak⁹. Na estratégia do tornozelo, utilizada para pequenos movimentos de adaptação, são utilizados preferencialmente os músculos dorsiflexores e flexores plantares. A estratégia da anca é usada para situações em que existe uma maior perturbação do equilíbrio em que os músculos do tornozelo não são suficientemente fortes para manter o CG dentro da base de sustentação². Neste caso há uma compensação da anca, tendo como agonistas os músculos lombares. As mesmas estratégias são também usadas quando existe alteração da base de suporte¹²⁴

Vários são os autores^{46,49,70,71,107,125} que estudaram a atividade elétrica do tibial anterior e gastrocnémios. Contudo, a maioria estudou a EMG durante a marcha. Hatton em 2008⁷⁰, estudou a atividade elétrica destes em postura estática.

Não foram encontrados estudos em que se avalie a atividade elétrica em indivíduos que utilizassem palmilhas propriocetivas. Também não encontramos nenhum estudo que avaliasse a influência das palmilhas na atividade elétrica dos eretores da espinha. Não deixa de ser curioso, porque vários estudos relacionam a influência das alterações podais nas dores lombares^{19-21,29,88}.

Hatton, refere que superfícies texturadas não afetam a estabilidade postural na atividade muscular do TA e GMM.

No presente estudo houve alterações da atividade EMG. Os valores médios, máximos e mínimos da %MCV EMG do TAD e TAE, diminuíram. O que pode ser explicado por uma menor oscilação AP do CP e com um posicionamento médio na metade anterior da projeção do CM.

O GME diminui a sua atividade de T0 para T1 coincidindo com uma mudança de posicionamento do CoP no parâmetro ML, estando localizado mais à direita. Já o GMD aumentou a sua atividade média T0 para T1. Ambos os EE aumentaram a sua atividade média.

5.5 – Análise CoP

Vários autores estudaram o uso de palmilhas para a melhoria do equilíbrio ^{7,31,67,80,100,101} através do uso de plataformas de força ^{7,31,80,100,101}. Nelas foram recolhidos dados relativos ao CoP, utilizando a área do CoP (mm^2) ^{7,31,100}, *total locus lenght* (mm) ¹⁰⁰ e a amplitude de deslocamento ML e AP do CoP ⁷.

No presente estudo foi avaliada a amplitude do deslocamento ML e AP, tendo sido obtidas melhorias nos valores médios. Resultados semelhantes foram obtidos por Iglesias em 2012⁷, afirma que a utilização de palmilhas reduziu a área do CoP e o deslocamento nos dois eixos.

7- LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Podemos apontar varias limitações ao estudo e que foram determinantes para os resultados obtidos.

Os sujeitos da amostra eram todos jovens e com idades muito homogéneas. É de esperar que alterações posturais ou patológicas ocorram em indivíduos com mais idade.

A totalidade dos sujeitos não apresentava patologias posturais ou qualquer tipo de queixa álgica ou postural diagnosticada. Foram incluídos por terem alterações assintomáticas da postura e eram um grupo bastante homogéneo neste parâmetro. Assim sendo as diferenças obtidas após as 8 semanas, não foram expressivas.

O reduzido número da amostra. Ainda que outros estudos tivessem números semelhantes de sujeitos a analisar, seria desejável que fossem incluídos um maior número indivíduos.

O tempo de uso das palmilhas apesar de também ser usado noutros estudos, pode constituir-se como uma limitação. Um tempo de intervenção mais alargado com mais tempo de uso das palmilhas poderia resultar em maiores modificações dos dados analisados.

6- CONCLUSÕES

Tendo em linha de conta as hipóteses formuladas, não existe sustentação estatística para afirmar que a utilização de palmilhas propriocetivas contribui de uma forma clara para a melhoria da postura e do equilíbrio. Neste aspeto foram obtidos valores de $P < 0,05$ nas variáveis rotação da cervical para a direita e para a esquerda, nivelamento dos indicadores e nivelamento da EIPS.

Concluiu-se ainda, que a o uso de palmilhas propriocetivas pode modificar a %MCV do EMG. No entanto também neste aspeto os resultados não tem significado estatístico.

A postura e o equilíbrio dependem de outros fatores além da informação recolhida pela planta do pé. A visão, o sentido vestibular e somatossensorial também tem um papel importante, não tendo sido alterados neste estudo.

Percebemos, no entanto, que após a utilização de palmilhas propriocetivas durante 8 semanas, se revelou um bom método para a modificação da postura e equilíbrio. Estando em concordância com o observado na minha prática clínica.

Mais estudos utilizando diferentes populações e metodologias deverão ser realizados. Sugere-se que no futuro se realizem estudos, tendo em consideração os aspetos limitativos descritos.

8 - BIBLIOGRAFIA

1. Basmajian JV. *Muscles Alive*. 5ª ed. Baltimore USA: Williams & Wilkins; 1985.
2. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 1995;3(4):193-214. doi:10.1016/0966-6362(96)82849-9.
3. Souchard P-E. *Reeducação Postural Global*. Ícone Editora; 1986.
4. Amadio, C E ; Serrão JC. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva Alberto. *Rev. Bras. Educ. Fis. e Esporte* 2007;21:61-85. doi:10.1590/S1807-55092007000500006.
5. Betsch M, Schnependahl J, Dor L, et al. Influence of foot positions on the spine and pelvis. *Arthritis Care Res*. 2011;63(12):1758-1765. doi:10.1002/acr.20601.
6. McEvoy MP, Grimmer K. Reliability of upright posture measurements in primary school children. *BMC Musculoskelet. Disord*. 2005;6:35. doi:10.1186/1471-2474-6-35.
7. Losa Iglesias ME, Becerro de Bengoa Vallejo R, Palacios Peña D. Impact of soft and hard insole density on postural stability in older adults. *Geriatr. Nurs*. 2012;33(4):264-71. doi:10.1016/j.gerinurse.2012.01.007.
8. Priplata AA, Niemi JB, Harry JD, Lipsitz L a., Collins JJ. Vibrating insoles and balance control in elderly people. *Lancet* 2003;362:1123-1124. doi:10.1016/S0140-6736(03)14470-4.
9. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing* 2006;35(Supplement 2):ii7-ii11. doi:10.1093/ageing/afl077.
10. Bricot B. *Posturologia*. 2ª Ed. Ícone Editora; 2006.
11. Correia PP. *Anatomofisiologia. Tomo II. Função Neuromuscular*. FMH Edições; 1999.
12. Maurer C, Mergner T, Bolha B, Hlavacka F. Human balance control during cutaneous stimulation of the plantar soles. *Neurosci. Lett*. 2001;302(1):45-48. doi:10.1016/S0304-3940(01)01655-X.
13. Kavounoudias A, Roll R, Roll J-P. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *J. Physiol*. 2001;532(3):869-878.

- doi:10.1111/j.1469-7793.2001.0869e.x.
14. Gagey P-M, Weber B. *Posturologie. Regulation et Dérèglements Da La Station Debut*. 3^aEd. Masson; 2004.
 15. Ricard F, Sallé J-L. *Tratado de Osteopatia*. 4^a Ed. Espanha: Medos Edicion S.L.; 2014.
 16. Pilat A. *Terapias Miofasciais*. McGraw-Hil Interamericana Editoresl; 2003.
 17. Seeley, R., Stephens, T, Tate P. *Anatomia E Fisiologia*. 3^a Ed. Lusodidacta; 2001.
 18. Bonanno DR, Murley GS, Munteanu SE, Landorf KB, Menz HB. Foot orthoses for the prevention of lower limb overuse injuries in naval recruits: study protocol for a randomised controlled trial. *J. Foot Ankle Res*. 2015;8(1):51. doi:10.1186/s13047-015-0109-2.
 19. Menz HB, Dufour AB, Riskowski JL, Hillstrom HJ, Hannan MT. Foot posture, foot function and low back pain: the Framingham Foot Study. *Rheumatology* 2013;52(12):2275-2282. doi:10.1093/rheumatology/ket298.
 20. Chuter V, Spink M, Searle A, Ho A. The effectiveness of shoe insoles for the prevention and treatment of low back pain: a systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *BMC Musculoskelet. Disord*. 2014;15(1):140. doi:10.1186/1471-2474-15-140.
 21. Bird AR, Payne CB. Foot Function and Low Back Pain. *Foot* 1999;9(4):175-180. doi:10.1054/foot.1999.0563.
 22. Kars HJJC, Hijmans JM, Geertzen JHB, Zijlstra W. The effect of reduced somatosensation on standing balance: a systematic review. *J. diabetes Sci. Technol*. 2009;3(4):931-943. doi:10.1177/193229680900300441.
 23. Wu G, Chiang JH. The significance of somatosensory stimulations to the human foot in the control of postural reflexes. *Exp. brain Res*. 1997;114(1):163-9. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9125462>.
 24. Billot M, Handrigan GA, Simoneau M, Corbeil P, Teasdale N. Short term alteration of balance control after a reduction of plantar mechanoreceptor sensation through cooling. *Neurosci. Lett*. 2013;535(1):40-44. doi:10.1016/j.neulet.2012.11.022.
 25. Nurse MA, Hulliger M, Wakeling JM, Nigg BM, Stefanyshyn DJ. Changing the texture of footwear can alter gait patterns. *J. Electromyogr. Kinesiol*. 2005;15:496-506. doi:10.1016/j.jelekin.2004.12.003.

26. Hatton AL, Dixon J, Rome K, Martin D. Standing on textured surfaces: effects on standing balance in healthy older adults. *Age Ageing* 2011;40:363-8. doi:10.1093/ageing/afr026.
27. Christovão TCL, Neto HP, Grecco LAC, et al. Effect of different insoles on postural balance: a systematic review. *J. Phys. Ther. Sci.* 2013;25(10):1353-6. doi:10.1589/jpts.25.1353.
28. Rendall G, Batty H. Effectiveness of foot orthoses: a survey of one year of a podiatric orthotics service. *Foot* 1998;8(4):219-222. doi:10.1016/S0958-2592(98)90033-5.
29. Larsen K, Weidich F, Leboeuf-Yde C. Can custom-made biomechanic shoe orthoses prevent problems in the back and lower extremities? A randomized, controlled intervention trial of 146 military conscripts. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 2002;25(5):326-331. doi:10.1067/mmt.2002.124419.
30. Jones RK, Chapman GJ, Parkes MJ, Forsythe L, Felson DT. The effect of different types of insoles or shoe modifications on medial loading of the knee in persons with medial knee osteoarthritis: A randomised trial. *J. Orthop. Res.* 2015;33(11):1646-1654. doi:10.1002/jor.22947.
31. Hamlyn C, Docherty CL, Klossner J. Orthotic intervention and postural stability in participants with functional ankle instability after an accommodation period. *J. Athl. Train.* 2012;47(2):130-135.
32. Munteanu SE, Landorf KB, Menz HB, Cook JL, Pizzari T, Scott LA. Efficacy of customised foot orthoses in the treatment of Achilles tendinopathy: study protocol for a randomised trial. *J. Foot Ankle Res.* 2009;2(1):27. doi:10.1186/1757-1146-2-27.
33. Spink MJ, Menz HB, Lord SR. Efficacy of a multifaceted podiatry intervention to improve balance and prevent falls in older people: study protocol for a randomised trial. *BMC Geriatr.* 2008;8(1):30. doi:10.1186/1471-2318-8-30.
34. Hijmans JM, Geertzen JHB, Dijkstra PU, Postema K. A systematic review of the effects of shoes and other ankle or foot appliances on balance in older people and people with peripheral nervous system disorders. *Gait Posture* 2007;25(2):316-323. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.03.010.

35. Dankerl P, Keller AK, Häberle L, et al. Effects on posture by different neuromuscular afferent stimulations and proprioceptive insoles: Rasterstereographic evaluation. *Prosthet. Orthot. Int.* 2014;1-8. doi:10.1177/0309364614554031.
36. Mattos HM. Análise do equilíbrio postural estático após o uso de palmilhas propriocetivas. 2006.
37. Przysiezny, W. L.; Salgado ASI. Manual de Podoposturologia. Reeducação postural através de palmilhas. In: *Manual de Podoposturologia*. Brusque: Laboratorio de posturologia do Cefit - Hospital Evangelico de Brusque.; 2002.
38. Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc.; 2009. doi:10.1002/9780470549148.
39. Duarte M, Freitas SM. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Rev. Bras. Fisioter.* 2010;14(3):183-192. doi:S1413-35552010000300003 [pii].
40. Chiari L, Rocchi L, Cappello A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. 2002;17:666-677.
41. Geurts AC, Nienhuis B, Mulder TW. Intrasubject variability of selected force-platform parameters in the quantification of postural control. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1993;74(11):1144-50. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8239951>.
42. Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1996;43(9):956-966. doi:10.1109/10.532130.
43. Kendall F. P, McCreary EK, Pronvence P., Romani WA. *Muscles: Testing and Function, with Posture and Pain*. 5th Ed. Baltimore USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.
44. Kowalski IM, Protasiewicz-Fałdowska H, Dwornik M, Pierożyński B, Raistenskis J, Kiebzak W. Objective parallel-forms reliability assessment of 3 dimension real time body posture screening tests. *BMC Pediatr.* 2014;14:221. doi:10.1186/1471-2431-14-221.
45. Correia PP, Mil-Homens P. *A Eletromiografia No Estudo Do Movimento Humano*. FMH Edições; 2004.

46. Scott LA, Murley GS, Wickham JB. The influence of footwear on the electromyographic activity of selected lower limb muscles during walking. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2012;22(6):1010-1016. doi:10.1016/j.jelekin.2012.06.008.
47. Vanicek N, Kingman J, Hencken C. The effect of foot orthotics on myoelectric fatigue in the vastus lateralis during a simulated skier's squat. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2004;14(6):693-698. doi:10.1016/j.jelekin.2004.03.007.
48. Aruin AS, Kanekar N. Effect of a textured insole on balance and gait symmetry. *Exp. Brain Res.* 2013;231(2):201-8. doi:10.1007/s00221-013-3685-z.
49. Murley GS, Bird AR. The effect of three levels of foot orthotic wedging on the surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Clin. Biomech.* 2006;21:1074-1080. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.06.007.
50. Johnson J. Postural Assessment. 2012;(99):8-23.
51. Bankoff AP, Bekedorf RG, Schimdt A, Ciol P, Zamai CA. Análise do equilíbrio corporal estático através de um baropodómetro electrónico. *Conexões* 2006;4(2). doi:10.20396/conex.v4i2.8637971.
52. Magee D. *Avaliação Musculoesquelética*. 4th ed. Editora Manole; 2005.
53. Swann J. Good positioning: the importance of posture. *Nurs. Resid. Care, Sept.* 2009;11(No 9):467-469. Available at: <http://www.julieswann.com/NRC1109.pdf>.
54. O'Sullivan S. Avaliação da função motora. In: O'Sullivan S; ST, ed. *Fisioterapia: Avaliação E Tratamento*. Editora Manole; 1993:155_180.
55. Horak FB. Clinical assessment of balance disorders. *Gait Posture* 1997;6(1):76-84. doi:10.1016/S0966-6362(97)00018-0.
56. Ragnarsdóttir M. The concept of balance. *Physiotherapy* 1996;82(6):368-375. doi:10.1016/S0031-9406(05)66484-X.
57. Montgomery PC, Connolly BH. *Motor Control*. Thorofare, USA: Slack Incorporated; 2003. Available at: http://www.maisfisio.com.br/biblioteca/clinical_applications_for_motor_control.pdf.
58. Kafa N. Foot sensation, balance and Proprioception. In: Kaya D, ed. *Proprioception : The Forgotten Sixth Sense*. OMICS Group eBooks; 2015. Available at: <http://www.esciencecentral.org/ebooks/proprioception-the-forgotten-sixth->

- sense/.
59. Özkaya N, Nordin M, Goldsheyder D, Leger D. *Fundamentals of Biomechanics*. New York, NY: Springer New York; 2012. doi:10.1007/978-1-4614-1150-5.
 60. Winter D, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Periczak K. Stiffness control of balance in quiet standing. *J. Neurophysiol.* 1998;80(3):1211-1221. Available at: <http://jn.physiology.org/content/80/3/1211.short>.
 61. Wolsley CJ, Sakellari V, Bronstein a M. Reorientation of visually evoked postural responses by different eye-in-orbit and head-on-trunk angular positions. *Exp. Brain Res.* 1996;111:283-288. doi:10.1007/BF00227305.
 62. Hansson E, Beckman A, Hakansson A. "Effect of vision, proprioception, and the position of the vestibular organ on postural sway. *J. Phys. B At. Mol. Opt. Phys* 1996;14(6):15-21. doi:10.1016/j.psyneuen.2008.05.012.
 63. Fitzpatrick R, McCloskey DI. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *J. Physiol.* 1994;478(Pt 1):173-186. doi:10.1113/jphysiol.1994.sp020240.
 64. Ivanenko YP, Grasso R, Lacquaniti F. Effect of gaze on postural responses to neck proprioceptive and vestibular stimulation in humans. 1999:301-314.
 65. Lund S, Broberg C. different head positions on postural sway in man induced by a reproducible vestibular error signal. 1983:307-309.
 66. Simoneau G, Ulbrecht J, Derr J, Cavanagh P. Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait Posture* 1995;3(3):115-122. doi:10.1016/0966-6362(95)99061-O.
 67. Perry SD, Radtke A, McIlroy WE, Fernie GR, Maki BE. Efficacy and effectiveness of a balance-enhancing insole. *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.* 2008;63(6):595-602. doi:63/6/595 [pii].
 68. Magnusson M, Enbom H, Johansson R, Pyykkö I. Significance of pressor input from the human feet in anterior-posterior postural control. The effect of hypothermia on vibration-induced body-sway. *Acta Otolaryngol.* 1990;110(2):182-188. doi:10.3109/00016489009122535.
 69. McKeon PO, Hertel J. Diminished plantar cutaneous sensation and postural control. *Percept. Mot. Skills* 2007;104(1):56-66. doi:10.2466/pms.104.1.56-66.

70. Hatton AL, Dixon J, Martin D, Rome K. The effect of textured surfaces on postural stability and lower limb muscle activity. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2009;19(5):957-964. doi:10.1016/j.jelekin.2008.04.012.
71. Mi-Kyoung Kim, Kim Y-H, Yoo K-T. Effects of shoe type on lower extremity muscle activity during treadmill walking. *J. Physiological Ther. Sci.* 2015;27:3833-3836. doi:10.1589/jpts.27.3833.
72. Alfuth M. Textured and stimulating insoles for balance and gait impairments in patients with multiple sclerosis and Parkinson's disease: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture* 2017;51:132-141. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.10.007.
73. Lord SR, Ward JA, Williams P, Anstey KJ. Physiological Factors Associated with Falls in Older Community-Dwelling Women. *J. Am. Geriatr. Soc.* 1994;42(10):1110-1117. doi:10.1111/j.1532-5415.1994.tb06218.x.
74. Finlay O, Meer DC van de, Beringer TRO. Use of Gait Analysis to Demonstrate Benefits of Footwear Assessment in Elderly People. 1999.
75. Brenton-Rule A, Bassett S, Walsh A, Rome K. The evaluation of walking footwear on postural stability in healthy older adults: An exploratory study. *Clin. Biomech.* 2011;26(8):885-887. doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.03.012.
76. Mündermann A, Stefanyshyn DJ, Nigg BM. Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2001;33(11):1939-1945. doi:10.1097/00005768-200111000-00021.
77. Waddington G, Adams R. Textured insole effects on ankle movement discrimination while wearing athletic shoes. *Harcourt Publ. Ltd* 2000:10. doi:10.1054/ptsp.2000.0020.
78. Olmsted LC, Hertel J. Influence of foot type and orthotics on static and dynamic postural control. *J. Sport Rehabil.* 2004;13:54-66.
79. Nigg BM, Nurse MA, Stefanyshyn DJ. Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1999;31(7 Suppl):S421-8. doi:10.1097/00005768-199907001-00003.
80. Perry SD, Radtke A, Goodwin CR. Influence of footwear midsole material hardness on dynamic balance control during unexpected gait termination. *Gait Posture* 2007;25:94-8. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.01.005.

81. Mattacola CG, Dwyer MK, Miller AK, Uhl TL, McCrory JL, Malone TR. Effect of orthoses on postural stability in asymptomatic subjects with rearfoot malalignment during a 6-week acclimation period. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2007;88(5):653-60. doi:10.1016/j.apmr.2007.02.029.
82. Trotter LC, Pierrynowski MR. Changes in gait economy between full-contact custom-made foot orthoses and prefabricated inserts in patients with musculoskeletal pain: a randomized clinical trial. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 2008;98(6):429-35. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19017850>.
83. Burns J, Crosbie J, Ouvrier R, Hunt A. Effective orthotic therapy for the painful cavus foot: a randomized controlled trial. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 2006;96(3):205-11. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16707631>.
84. Aguilar A. A Comparison of a Standard Warm-Up Model and a Dynamic Warm-Up Model on Flexibility, Strength, Vertical Jump Height, and Vertical Jump Power. 2006.
85. Hawke F, Burns J, Radford J, du Toit V. Custom foot orthoses for the treatment of foot pain: a systematic review. *J. Foot Ankle Res.* 2008;1(Suppl 1):O46. doi:10.1186/1757-1146-1-S1-O46.
86. Cambron JA, Duarte M, Dexheimer J, Solecki T. Shoe Orthotics for the Treatment of Chronic Low Back Pain: A Randomized Controlled Pilot Study. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 2011;34(4):254-260. doi:10.1016/j.jmpt.2011.04.004.
87. Shabat S, Gefen T, Nyska M, Folman Y, Gepstein R. The effect of insoles on the incidence and severity of low back pain among workers whose job involves long-distance walking. *Eur. Spine J.* 2005;14(6):546-550. doi:10.1007/s00586-004-0824-z.
88. Castro-Méndez A, Munuera P V, Albornoz-Cabello M. The short-term effect of custom-made foot orthoses in subjects with excessive foot pronation and lower back pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *Prosthet. Orthot. Int.* 2013;37:384-90. doi:10.1177/0309364612471370.
89. Skou ST, Hojgaard L, Simonsen OH. Customized Foot Insoles Have a Positive Effect on Pain, Function, and Quality of Life in Patients with Medial Knee Osteoarthritis. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 2013;103(1):50-55. doi:10.7547/1030050.

90. Jones RK, Chapman GJ, Forsythe L, Parkes MJ, Felson DT. The relationship between reductions in knee loading and immediate pain response whilst wearing lateral wedged insoles in knee osteoarthritis. *J. Orthop. Res.* 2014;32(9):1147-1154. doi:10.1002/jor.22666.
91. Park I, Kim J. The Effects of Elastic Resistance and Pilates Exercise on EMG in Baseball Pitcher. *Korean J. Sport Biomech.* 2007;17(4):127-139.
92. Enoka RM, Stuart DG. Neurobiology of muscle fatigue. *J. Appl. Physiol.* 1992;72(5):1631-48. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1601767>.
93. Mörl F, Bradl I. Lumbar posture and muscular activity while sitting during office work. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2013;23(2):362-368. doi:10.1016/j.jelekin.2012.10.002.
94. Hatton AL, Dixon J, Rome K, Newton JL, Martin DJ. Altering gait by way of stimulation of the plantar surface of the foot: the immediate effect of wearing textured insoles in older fallers. *J. Foot Ankle Res.* 2012;5(Suppl 1):O21. doi:10.1186/1757-1146-5-S1-O21.
95. Bird AR, Bendrups AP, Payne CB. The effect of foot wedging on electromyographic activity in the erector spinae and gluteus medius muscles during walking. *Gait Posture* 2003;18:81-91. doi:S0966636202001996 [pii].
96. Johansson R, Magnusson M. Human postural dynamics. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 1991;18(6):413-37. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1855384>.
97. Prieto TE, Myklebust JB, Myklebust BM. Characterization and modeling of postural steadiness in the elderly: a review. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* 1993;1(1):26-34. doi:10.1109/86.242405.
98. Whittle MW. Gait analysis: an introduction. *Library (Lond).* 2002;3:1-220. doi:10.1016/B978-075068883-3.50013-1.
99. Winter DA, Prince F, Frank JS, et al. Unified theory regarding A / P and M / L balance in quiet stance Unified Theory Regarding A / P and M / L Balance in Quiet Stance. *J. Neurophysiol.* 2013;75(6):2334-2343.
100. Takata Y, Matsuoka S, Okumura N, Iwamoto K, Takahashi M, Uchiyama E. Standing balance on the ground -the influence of flatfeet and insoles. *J. Phys. Ther. Sci.* 2013;25(12):1519-21. doi:10.1589/jpts.25.1519.

101. Wilson ML, Rome K, Hodgson D, Ball P. Effect of textured foot orthotics on static and dynamic postural stability in middle-aged females. *Gait Posture* 2008;27(1):36-42. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.12.006.
102. Qiu F, Cole MH, Davids KW, et al. Effects of textured insoles on balance in people with Parkinson's disease. *PLoS One* 2013;8. doi:10.1371/journal.pone.0083309.
103. Qiu F, Cole MH, Davids KW, et al. Enhanced somatosensory information decreases postural sway in older people. *Gait Posture* 2012;35:630-635. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.12.013.
104. Knutson GA, Mannello D, Gurney B, et al. Anatomic and functional leg-length inequality: A review and recommendation for clinical decision-making. Part I, anatomic leg-length inequality: prevalence, magnitude, effects and clinical significance. *Chiropr. Osteopat.* 2005;13(1):11. doi:10.1186/1746-1340-13-11.
105. Perry SD, Santos LC, Patla AE. Contribution of vision and cutaneous sensation to the control of centre of mass (COM) during gait termination. *Brain Res.* 2001;913(1):27-34. doi:10.1016/S0006-8993(01)02748-2.
106. The World Medical Association. WMA Declaration of Helsinki. Ethical principles for medical research involving human subjects. *J. Indian Med. Assoc.* 2009;107(6):403-5. doi:10.1017/CBO9781107415324.004.
107. Chastan N, Westby GWM, Montcel ST du, et al. Influence of sensory inputs and motor demands on the control of the centre of mass velocity during gait initiation in humans. *Neurosci. Lett.* 2010;469(3):400-404. doi:10.1016/j.neulet.2009.12.038.
108. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2000;10(5):361-374. doi:10.1016/S1050-6411(00)00027-4.
109. Mattos HM De, Biazi R, Silva X, Milhan L, Xavier B, Przysiezny WL. Análise da distribuição plantar após o uso de palmilhas propriocetivas. In: *IV Congresso Internacional de Fisioterapia Manual.*; 2010:1-5. Available at: <http://www.itarget.com.br/newclients/fisioterapiamanual.com.br/2009/extra/download/ANALISE-DA-DISTRIBUICAO-PLANTAR-APOS-USO-DE-PALMILHAS.pdf>.
110. Ferreira EA, Duarte M, Maldonado EP, Bersanetti AA, Marques AP. Quantitative assessment of postural alignment in young adults based on photographs of

- anterior, posterior, and lateral views. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 2011;34(6):371-380. doi:10.1016/j.jmpt.2011.05.018.
111. Przysiezny WL. *Podoposturologia-Reprogramação Da Tonicidade Muscular Atraves Das Palmilhas Posturais. Manual de Trabalho Para Cruso de Podoposturologia.* Blumenau Brasil: Master PhYsical Therapy; 2010.
112. Nedel SS. Efeitos das palmilhas posturais sobre a postura corporal de escolares. 2009.
113. Mafinski M, Cordeiro R. A influência da palmilha termomoldada na postura corporal. 2005.
114. Comelli F, Miranda R. Análise comparativa da influência entre a palmilha ortopédica e propriocetiva na postura corporal. 2007.
115. Guichet JM, Spivak JM, Trouilloud P, Grammont PM. Lower limb-length discrepancy. An epidemiologic study. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1991;(272):235-41. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1934739>.
116. Gurney B. Leg length discrepancy. *Gait Posture* 2002;15(2):195-206. doi:S0966636201001485 [pii].
117. Gagey P-M, Baron JB, Ushio N. Introduction à la posturologie clinique Définition Sémiologie. 1980;123:119-123.
118. Aiona M, Do KP, Emara K, Dorociak R, Pierce R. Gait patterns in children with limb length discrepancy. *J. Pediatr. Orthop.* 2015;35(3):280-284. doi:10.1097/BPO.0000000000000262.
119. Kapandji IA. *Fisiologia Articular Vol:1 -Ombro, Cotovelo, Prono-Supinação, Punho, Mão.* 6ª Ed. Rio de Janeiro , Brasil: Guanabara Koogan; 2006.
120. Hardyck C, Petrinovich LF. Left-handedness. *Psychol. Bull.* 1977;84(3):385-404. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/859955>.
121. Kapandji IA. *Fisiologia Articular Vol:3 - Tronco E Coluna Vertebral.* 6ª Ed. Rio de janeiro, Brasil: Guanabara Koogan, Manole, Panamericana; 2008.
122. Raine S, Twomey LT. Head and shoulder posture variations in 160 asymptomatic women and men. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1997;78(11):1215-1223. doi:10.1016/S0003-9993(97)90335-X.
123. Harrison AL, Barry-Greb T, Wojtowicz G. Clinical measurement of head and

- shoulder posture variables. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1996;23(6):353-361.
doi:10.2519/jospt.1996.23.6.353.
124. Dutt-Mazumder A, Challis J, Newell K. Maintenance of postural stability as a function of tilted base of support. *Hum. Mov. Sci.* 2016;48:91-101.
doi:10.1016/j.humov.2016.04.010.
125. Tomaro J, Burdett RG. The effects of foot orthotics on the EMG activity of selected leg muscles during gait. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1993;18(4):532-6.
doi:10.2519/jospt.1993.18.4.532.
126. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? doi:10.1093/ageing/afl077.

Anexo I

Declaração de Consentimento Informado

Considerando a “Declaração de Helsínquia” da Associação Médica Mundial

(Helsínquia 1964; Tóquio 1975; Veneza 1983; Hong Kong 1989; Somerset West 1996 e Edimburgo 2000; Washington 2002; Tóquio 2004; Seul 2008; Fortaleza 2013)

Designação do Estudo:

“A influência da utilização de palmilhas propriocetivas na normalização do equilíbrio postural e no tónus dos músculos paravertebrais lombares, tibial anterior e gêmeos em jovens adultos.”

Eu, abaixo assinado, (nome completo do voluntário) _____
compreendi a explicação que me foi fornecida pelo investigador que assina este documento, acerca do meu caso clínico e da investigação que se tenciona realizar, bem como do estudo em que serei incluído.

Foi-me dada a oportunidade de fazer as perguntas que julguei necessárias e obtive respostas esclarecedoras.

Tomei conhecimento de que, de acordo com as recomendações da Declaração de Helsínquia, a informação ou explicação que me foi prestada versou os procedimentos, bem como os objetivos do estudo e ausência de qualquer tipo de risco à integridade e ainda do direito de recusar a qualquer altura a minha participação no estudo, sem que isso possa ter como efeito qualquer prejuízo na assistência que me é prestada.

Foi-me dado tempo suficiente para refletir sobre a proposta.

Tenho conhecimento que a minha participação é voluntária e não me será cobrado qualquer custo que daí advenha e que todos os dados recolhidos são confidenciais e servirão única e exclusivamente para a realização deste estudo.

Por isso, consinto que me seja aplicado o método, o tratamento ou o inquérito proposto pelo investigador.

Data: ___ / _____ / 201__

Assinatura do voluntário: _____

Anexo II

A influência da utilização de palmilhas propriocetivas na normalização do equilíbrio e no tónus muscular dos músculos eretores da espinha, tibial anterior e gémeos em jovens adultos

Data: - - Número:

Nome: _____

Curso: _____ Ano:

Idade: Sexo: Peso:

Atividade desportiva: Não Sim Qual: _____

Número do sapato: Lateralidade Dto Esq.

Avaliação Postural

Plano escapular Igual Anterior Posterior

Distância Lombar Distância cervical

Ombro mais alto Nulo Dto Esq.

Pélvis mais alta Nulo Dto Esq.

Ombro Ant. Post. Dto Esq.

Íliaco Ant. Post. Dto Esq.

Pés Valgo Varo Plano Cavo Assim. Desarm.

Indicador mais longo Dto Esq.

Limitação rotação da cabeça

Direita Pouca Média Muita

Esquerda Pouca Média Muita

Diminuição da força extensora do punho Nulo Dto Esq. Ambas