

Efeitos do Exercício Físico na Simetria dos Apoios da Marcha numa População Idosa

**Dissertação apresentada para obtenção do grau
de Mestre em Atividade Física e Saúde**

Rúben Miguel Filipe Passos

Orientadora:

Professora Doutora Rita Santos Rocha

Efeitos do Exercício Físico na Simetria dos Apoios da Marcha numa População Idosa

**Dissertação apresentada para obtenção do grau
de Mestre em Atividade Física e Saúde**

Rúben Miguel Filipe Passos

Orientadora:

Professora Doutora Rita Santos Rocha

Presidente do Júri:

Professor Doutor Marco António Colaço Branco

Vogais

Professora Doutora Maria de Fátima Ramalho

Professora Doutora Helô Isa André

Dedicatória

A minha mãe e ao meu pai.

Agradecimentos

A caminho de mais uma conquista na minha vida académica, sinto-me feliz e grato. Um percurso nunca é feito sozinho e por essa razão, quero agradecer a todos os que tornaram possível a conclusão da minha dissertação.

A minha orientadora, Professora Doutora Rita Santos Rocha, um obrigado pelo apoio prestado quer na licenciatura quer no mestrado. Ainda um agradecimento ao Professor Marco Branco e a Professora Fátima Ramalho, pelo conhecimento partilhado.

Agradecer aos meus amigos de longa data, as pessoas fantásticas que tive a oportunidade de conhecer na licenciatura e no mestrado. Estes estiveram presentes em diferentes fases da minha vida e cada um à sua maneira contribuiu para o meu desenvolvimento e sucesso.

Por último, mas não menos importante. Agradecer à minha família, em especial aos meus pais. Tem sido e sempre foram um pilar na minha educação e formação. O apoio deles foi muito importante para o meu crescimento e sucesso, não há palavras que cheguem para agradecer-lhes, estarão sempre no meu coração.

Muito obrigado, estou eternamente agradecido.

Resumo

Título: Efeitos do Exercício Físico na Simetria dos Apoios da Marcha numa População Idosa.

Introdução: A capacidade de marcha em idosos tem sido associada a uma vida independente, aumento das taxas de sobrevivência, prevenção de quedas e qualidade de vida.

Objetivo: Este estudo teve como objetivos verificar se na literatura publicada podemos considerar assimetrias como um fator de risco de queda e investigar se o exercício físico promove simetria entre apoios.

Metodologia: Foram analisadas variáveis biomecânicas resultantes de um estudo longitudinal quasi-experimental, recolhidas antes e após uma intervenção de 12 semanas. Os parâmetros de marcha de 51 indivíduos (40 do sexo feminino e 11 do sexo masculino) foram obtidos utilizando uma plataforma de pressão plantar do sistema Novel emed-x (Munique, Alemanha). Os participantes caminhavam descalços através de um tapete de 10 metros colocado no chão; a uma velocidade autodeterminada enquanto os parâmetros de marcha eram registados. Em cada participante foram recolhidos e analisados cinco apoios de cada pé.

Resultados: Os dados analisados demonstraram que houve uma redução das assimetrias entre a primeira e a segunda recolha, indicando um efeito positivo do exercício físico nesta população. Na segunda recolha observaram-se algumas assimetrias ao nível do hallux. Nas restantes regiões do pé não houve diferenças significativas.

Conclusão: O presente estudo suporta, através da literatura existente, que podemos considerar assimetrias como um fator de risco de queda. Os dados recolhidos e analisados demonstram que o exercício físico parece ter um efeito positivo na assimetria entre apoios. Este estudo permite reforçar a importância de programas de exercício físico na melhoria ou manutenção da capacidade funcional do idoso.

Palavras-chave: Simetria, Pressão Plantar, Marcha, Idosos

Abstract

Title: Effects of Physical Exercise on Symmetry of Walking Supports in an Elderly Population.

Introduction: Gait ability in the elderly has been associated with independent living, increased survival rates, fall prevention, and quality of life.

Objectives: This study aims to verify whether the published literature considers asymmetries as a risk factor for falling and to investigate whether physical exercise promotes symmetry between supports.

Methodology: Biomechanical variables resulting from a quasi-experimental study, collected before and after a 12-week intervention, were analyzed. The gait parameters of 51 subjects (40 females and 11 males) were obtained using a Novel emed-x system plantar pressure platform (Munich, Germany). Participants walked barefoot across a 10-meter mat placed on the ground; at a self-determined speed while gait parameters were recorded. In each participant five supports from each foot were collected and analyzed.

Results: The data analyzed showed that there was a reduction in asymmetries between the first and second collection, indicating a positive effect of physical exercise in this population. In the second collection some asymmetries were observed at the hallux level. In the remaining regions of the foot there were no significant differences.

Conclusions: The present study supports through the existing literature that we can consider asymmetry as a risk factor for falling. The data collected and analyzed shows that physical exercise seems to have a positive effect on asymmetry between supports. This study reinforces the importance of physical exercise programs in improving or maintaining the functional capacity of the elderly.

Keywords: Symmetry, Plantar Pressure, Gait, Elderly

Índice

Resumo	II
Abstract	III
Índice de Figuras	VI
Índice de Tabelas	VI
Quadro de Abreviaturas	VII
1. Introdução	1
2. Quadro Conceptual	2
2.1. Idoso	2
2.2. Queda	3
2.3. Marcha	4
2.4. Simetria	5
3. Sistemas de Medição	6
3.1. Capacitor	7
3.2. Pressão Plantar	8
3.2.1. Integral Pressão-Tempo	9
3.3. Força	9
3.3.1. Integral Força-Tempo	10
4. Estado de Arte	11
5. Pertinência do Estudo:	14
5.1. Objetivos do Estudo:	15
5.2. Questões Experimentais:	14
5.3. Hipóteses Levantadas:	15
6. Metodologia	16
6.1. Caracterização da Amostra	16
6.2. Tarefa e Recolha de Dados	16
6.3. Instrumentos	17
6.4. Plano Operacional de Variáveis	19
6.5. Procedimentos Estatísticos/Tratamento de Dados	19
7. Resultados	20
8. Discussão	27

9.	Recomendações para Pesquisas Futuras	32
10.	Aplicações Práticas.....	32
11.	Conclusão	33
12.	Bibliografia	34
13.	Anexos	44

Índice de Figuras

Figura 1. Esquema de divisão dos pés por região e visualização da pressão plantar, com magnitudes e cores associadas.	18
Figura 2. Pé esquerdo: Representa os dados obtidos na 1. ^a recolha, com as respetivas regiões do pé e variáveis onde ocorreu assimetria; Pé direito: Representa os dados obtidos na 2. ^a recolha, demonstrando o impacto positivo do exercício físico na assimetria nas respetivas regiões do pé e variáveis onde ocorreu assimetria	28

Índice de Tabelas

Tabela 1. Características do Sensor Capacitor.	8
Tabela 2. Dados técnicos da Plataforma Emed-N50 (Novel, 2019).	17
Tabela 3. Características das Variáveis dos Parâmetros de Marcha.....	19
Tabela 4. Análise da Área Média por Região do Pé.	20
Tabela 5. Análise do Integral Força-Tempo por Região do Pé.....	21
Tabela 6. Análise da Força Máxima por Região do Pé.	22
Tabela 7. Análise da Força Média por Região do Pé.	23
Tabela 8. Análise da Média Pressão Máxima por Região do Pé.	24
Tabela 9. Análise do Pico de Pressão por Região do Pé.....	25
Tabela 10. Análise da Integral Pressão-Tempo por Região do Pé.	26

Índice de Equações

Equação 1. Equação de Stress Mecânico.	8
Equação 2. Equação do Integral Pressão Tempo.	9
Equação 3. Equação de Força, baseada na equação do stress mecânico e área de contacto.....	9
Equação 4. Equação do Integral Força Tempo.....	10

Quadro de Abreviaturas

- **A** - Área
- **F** - Força
- **IFT** – Integral Força-Tempo
- **IPT** - Integral Pressão-Tempo
- **Kilopascal** - KPa
- **N** - Newtons
- **OMS** – Organização Mundial de Saúde
- **P** - Pressão
- **PP** – Pico de Pressão

1. Introdução

A marcha depende do bom funcionamento do sistema músculo-esquelético e é uma componente importante da independência humana (Periyasamy et al., 2010). É uma atividade intrinsecamente complexa que requer coordenação e controlo biomecânico (Ducharme et al., 2018). A adaptabilidade da marcha refere-se à capacidade de alterar os padrões de locomoção em resposta às exigências ambientais ou determinadas tarefas (Balasubramanian et al., 2014; Ducharme et al., 2018). As perdas musculares devidas ao envelhecimento podem prejudicar a mobilidade e reduzir a independência (Fuggle et al., 2017). A força muscular resulta de uma combinação de diferentes parâmetros neuromusculares, incluindo a arquitetura muscular (Lieber & Friden, 2000; Selva et al., 2017) e qualidade muscular (Rech et al., 2014). O envelhecimento é acompanhado por alterações, tais como redução da produção hormonal, stress oxidativo, fraca oxigenação celular e redução da mobilidade (Australian Institute for Health and Welfare, 2016). O envelhecimento aumenta o risco de surgir doenças crónicas (por exemplo, diabetes), quedas e lesões neurológicas, o que pode provocar alterações na marcha (Shumway-Cook et al., 2009). A manutenção da condição física do idoso é fundamental no envelhecimento ativo, promovendo a sua independência, qualidade de vida e reduzindo os custos de saúde (Chodzko-Zajko et al., 2009). A marcha é uma tarefa complexa, visto que requer o julgamento de fatores internos e externos (Bridenbaugh & Kressig, 2014). A análise dos parâmetros da marcha desempenha um papel importante na avaliação e caracterização de uma marcha apropriada ou patológica.

2. Quadro Conceptual

2.1. Idoso

A Organização Mundial de Saúde (OMS) define o idoso como aquele indivíduo com 60 anos de idade ou mais, limite este válido apenas para os países em desenvolvimento, como o Brasil, pois nos países desenvolvidos admite-se um ponto de corte de 65 anos de idade. Portugal, assim como outros países da Europa, tem vindo a registar nas últimas décadas profundas transformações demográficas caracterizadas, entre outros aspetos, pelo aumento da longevidade da população idosa e pela redução da natalidade e da população jovem (OMS, 2015). Em 2019, as pessoas com 65 ou mais anos representavam 22% de toda a população residente em Portugal. Neste mesmo ano, a esperança de vida atingiu os 78,7 anos para homens e 84,8 anos para as mulheres (Pordata, 2019). O índice de envelhecimento em Portugal passou de 27% em 1960 para 161,3% em 2019 (Pordata, 2019), o que naturalmente exerce um forte impacto na sociedade como um todo e exige adaptações e respostas em diversos níveis, nomeadamente por parte dos seus sistemas de suporte, como é o caso dos sistemas de saúde, segurança social, educação, justiça e transportes (Eneas, 2017). Muito embora o aumento da longevidade da população portuguesa seja um facto apreciável, a qualidade dos anos de vida ganhos apresenta ainda um potencial para melhorar (Eneas, 2017). Com o processo de envelhecimento, as funções físicas e cognitivas ficam sujeitas a “danos” (Moniz-Pereira et al., 2013). Este tipo de população é acompanhada por mudanças fisiológicas significativas proporcionadas pelo avanço da idade. Por exemplo, a força muscular máxima é alcançada por volta dos 30 anos, existindo uma perda de 12-14% por cada década a partir dos 50 anos (Kalapotharakos et al., 2005; Silva & Farinatti, 2007). A diminuição da força muscular pode acarretar problemas para a autonomia de idosos, pois níveis reduzidos de força são associados a uma menor velocidade de caminhada e a uma inaptidão que aumenta o risco de quedas (Kalapotharakos et al., 2005; Silva & Farinatti, 2007).

2.2. Queda

A queda é caracterizada como um deslocamento não intencional do corpo para um nível inferior à posição inicial, é ocasionada por circunstâncias multifatoriais que interferem no equilíbrio e na estabilidade (Siqueira, 2007). O equilíbrio é controlado por meio da manutenção do centro de gravidade acima da base de sustentação durante as condições dinâmicas e estáticas. Para isso, o corpo deve corresponder essas variações de centro de gravidade de forma involuntária ou voluntária (Sá et al., 2012). Para que este processo seja eficaz, ele ocorre por meio do sistema vestibular, visual e somatossensorial (Sá et al., 2012). Os fatores que levam à queda podem ser separados em fatores intrínsecos, que são aqueles que estão relacionados com as alterações fisiológicas consequentes do processo de envelhecimento (Menezes & Bachion, 2008). Dois dos exemplos desses fatores intrínsecos, são condições patológicas e consumo de medicamentos. Já os fatores extrínsecos estão relacionados com os perigos ambientais, devido às inadequações mobiliárias e arquitetônicas que a maior parte dos idosos estão expostos (Menezes & Bachion, 2008). Segundo Reis et al. (2014), as consequências das quedas podem ser fraturas, traumatismos cranianos e até a morte. Além disso, interferem negativamente na qualidade de vida, provocando sentimentos de medo, desconfiança e fragilidade, sendo diversas vezes caracterizada como o início da degeneração do quadro geral do idoso, pois, além de modificar sua mobilidade, prejudica suas atividades sociais e recreativas (Reis et al., 2014). O seu custo social torna-se maior quando o idoso tem diminuição da independência e da autonomia ou necessita de institucionalização (Biazus et al., 2010). É estimado que 30-40% dos idosos com 65 anos ou mais, irá cair pelo menos uma vez por ano, o que pode provocar perda de independência, lesões e a morte (Ganz et al., 2007; Toebes et al., 2015). Uma das principais causas de mortalidade na população idosa e que também representa um grave problema de saúde pública são as quedas, estas correspondem ainda a 87% das fraturas em idosos (Toebes et al., 2015).

Consequentemente, défices no controlo da marcha podem explicar porque é que idosos com medo de cair têm maior risco de cair (Thaler-Kall et al., 2015), visto que a variabilidade do tempo de caminhada aumenta com a idade (Mortaza et al., 2014). O medo de cair em idosos leva frequentemente à diminuição da qualidade de vida. Além disso, sugere-se que o medo de cair esteja associado a mudanças na qualidade da marcha e na força muscular com o envelhecimento (Nakajima et al., 2014). O medo de cair e o aumento da variabilidade da marcha são marcadores independentes de instabilidade (Mickle et al., 2010).

2.3. Marcha

A marcha é uma tarefa motora complexa, o processo de envelhecimento leva à crescente necessidade de tarefas locomotoras que visem a manutenção da autonomia e independência no dia a dia. Os idosos requerem maior atenção para o controlo motor, por esse motivo, caminhar já não é uma tarefa realizada de forma inconsciente (Bridenbaugh & Kressig, 2011). A habilidade de caminhar é a base de muitas funções básicas e instrumentais ou ocupacionais necessárias para a independência. O declínio funcional, a perda da qualidade de vida e da independência estão associadas a alterações na marcha (Cruz-Jimenez, 2017). Além disso, estas mudanças geralmente levam à redução da qualidade da marcha, o que aumenta o risco de quedas em idosos (Doi et al., 2014). Embora os distúrbios da marcha sejam comuns em idosos, a prevalência desses distúrbios na comunidade em geral não está bem definida. A identificação precoce de pessoas em risco de declínio funcional é essencial para a realização de intervenções preventiva (Ambrose et al., 2015). Os distúrbios da marcha são comuns na população idosa em geral e estão associados à mobilidade reduzida (Fernando et al., 2013). Os distúrbios neurológicos da marcha estão associados a uma função cognitiva inferior, humor depressivo e qualidade de vida diminuída. A marcha anormal tem sido associada a maior risco de resultados adversos em idosos, como incapacidade e quedas, que por sua vez levam à perda de independência funcional e morte (Hortobagyi et al., 2015).

2.4. Simetria

O envelhecimento pode causar a degeneração do sistema nervoso central e periférico e do sistema musculoesquelético (Herssens et al., 2018), este processo pode afetar o equilíbrio, a coordenação e a marcha (Seidler et al., 2010). Estes acontecimentos levam ao aumento de assimetrias e risco de queda (Grimmer et al., 2019). A simetria no movimento é a homogeneidade entre os movimentos do lado direito e do lado esquerdo do corpo (Schalow, 2005). A existência de assimetria no movimento pode ser considerado um indício de perturbações na marcha e progressão de doenças, como é o caso da artrite, do acidente vascular cerebral e a demência (Patterson et al., 2010; Edwards et al., 2012). Uma elevada assimetria entre os membros inferiores pode refletir num controlo motor menos eficiente, o que leva a limitações na marcha (Maki, 1997). O processo de envelhecimento está associado a perdas de massa muscular, o que leva a uma diminuição da força e da potência (Goodpaster et al., 2006; Gray & Paulson, 2014). A debilidade muscular e a fadiga reduz a estabilidade da marcha, induzindo maiores probabilidades de queda para os idosos (Helbostad et al., 2010). Um estudo investigou a relação entre a assimetria da força muscular dos membros inferiores e a marcha. Neste foi observado que quanto maior for a assimetria de força do idoso, maior é a variabilidade da marcha (Laroche et al., 2012). As assimetrias na força podem ser observadas em idosos com patologias ou doenças nos membros inferiores (Drijkoningen et al., 2015). O desempenho funcional é frequentemente avaliado considerando tarefas relacionadas com a marcha. São fatores importantes na marcha e no equilíbrio do idoso, o menor comprimento da passada e a maior fase de apoio (Cruz-Jimenez, 2017). O desempenho funcional pode também depender da velocidade do movimento, uma velocidade de marcha mais baixa parece ser um fator diferencial nas quedas na população idosa. (Huijben et al., 2018). O mau desempenho nas tarefas funcionais tem sido relacionado a efeitos adversos em idosos, como a perda da independência, aumento de quedas e a morte (Hortobagyi et al., 2015).

3. Sistemas de Medição

A pressão é a relação entre uma determinada força e sua área de distribuição. Os sistemas de medição de pressão fornecem informações sobre as pressões entre os pontos de contato do corpo e as superfícies de suporte, por exemplo, o solo, durante determinadas atividades (Payton et al., 2018). A pressão plantar é uma forma de quantificar a pressão em cada área do pé ou a pressão geral do pé (Nigg & Herzog, 2007).

As primeiras medições sobre o contato dos pés com o solo em condições dinâmicas foram realizadas por Carlet (1872) e Marey (1873). Estes autores utilizaram sapatos especialmente fabricados com câmaras de ar na região plantar para registrar o contacto dos pés com o solo durante a marcha. O aparelho de Carlet consistia num tapete circular de 20 metros de circunferência com um mecanismo de gravação central ligado aos sapatos do participante através de longas mangueiras de borracha. Marey modificou este dispositivo para tornar o mecanismo de gravação portátil, ao fazê-lo, utilizou uma câmara de ar em vez de duas na sola do sapato concebido por Carlet.

Historicamente, existem uma vasta gama de sensores disponíveis para permitir a medição de pressão entre diferentes interfaces. Estes incluem um grande número de sistemas que permitem a medição da interação entre o pé e o solo, ou seja, tapetes de pressão, sistemas de pressão em sapatos e passarelas (Payton et al., 2018). O conhecimento da resolução espacial (o tamanho dos sensores) do sistema de pressão é muito importante. Os sensores precisam de ser pequenos o suficiente para medir pressões sobre a área de interesse, por exemplo, as pequenas estruturas anatómicas do pé, como as cabeças dos metatarsos (Payton et al., 2018). Os sistemas de plataformas de pressão disponíveis normalmente têm de 1 a 4 sensores por cm^2 (Payton et al., 2018).

Tapetes de pressão ou plataformas são predominantemente utilizados para a avaliação de pressões plantar descalças durante atividades estáticas e dinâmicas. Esses sistemas estão disponíveis numa variedade de tamanhos, com os mais pequenos a permitirem a captura de um único pé durante a marcha enquanto os maiores sistemas são capazes de registar vários ciclos de marcha (Payton et al., 2018).

Ao registrar a pressão durante a marcha, uma frequência amostral de 50-100 Hz é aceitável, para atividades de maior velocidade, como corrida, recomenda-se uma frequência amostral mínima de 200 Hz (Payton et al., 2018). A calibração dos sistemas de medição de pressão é essencial para garantir uma medição precisa. Alguns sistemas são calibrados pelo fabricante, enquanto outros exigem que o utilizador realize uma calibração antes de cada sessão de teste (Payton et al., 2018).

Atualmente, os sensores eletrônicos são a abordagem predominante usada, estes sensores quando comprimidos medem a força aplicada e usando a área conhecida do sensor, convertem a força medida em pressão (Payton et al., 2018). Existem diversos sensores, como o condutor, a folha de pressão, o piezocerâmico e o capacitor. No ponto 3.1, será descrito o sensor utilizado pela plataforma Novel Emed-N50, o capacitor.

3.1. Capacitor

Ao longo dos anos, uma série de técnicas para monitorizar a pressão plantar dinâmica foram desenvolvidas e utilizadas.

A plataforma Novel Emed-N50 utiliza elementos capacitivos. As placas ou palmilhas de distribuição de pressão, com base em elementos capacitivos consistem em linhas paralelas de material condutor dispostas na parte superior, linhas perpendiculares de material condutor disposto na parte inferior e um material dielétrico resiliente entre as duas camadas (Nigg & Herzog, 2007). O dielétrico entre as placas é um material elástico e as suas propriedades elásticas são de grande importância para a qualidade do sensor. Idealmente, são necessários materiais dielétricos que permitam a compressão até cerca de 50% da espessura descarregada sob a força máxima. Os materiais dielétricos com propriedades viscoelásticas produzem histerese nos sinais de força e devem ser evitados (Nigg & Herzog, 2007). Na maioria das aplicações, é utilizada uma técnica multiplexagem para quantificar as forças que atuam sobre cada elemento. A corrente alternada é ligada sequencialmente a cada fila por um interruptor de multiplexe e as colunas são ligadas a uma resistência por um interruptor multiplexe (Nicol & Henning, 1976).

Na tabela 1, podemos observar algumas das características do sensor utilizado na plataforma Novel Emed-N50.

Tabela 1. Características do Sensor Capacitor.

Características	Tipos de Sensor
	Capacitor
Flexibilidade (Palmilhas)	Limitado devido as dimensões
Sensibilidade à Temperatura	Não é sensível
Maiores Limitações	Mede somente forças normais
Custos	Elevado

3.2. Pressão Plantar

A pressão plantar é um meio para quantificar a pressão originada por cada região do pé, ou pelo pé no seu todo. A equação 1 indica que esta quantificação é possível através da medição da quantidade de força de reação dos apoios numa determinada área da superfície de contacto, medindo as forças normais que atuam sobre o pé ao caminhar e a área de contacto do pé (Nigg & Herzog, 2007; Wallace et al., 2018).

$$P = \frac{F}{A}$$

Equação 1. Equação de Stress Mecânico.

A medição da pressão relacionada com o pé é denominada pressão plantar, pois a medida é geralmente entre a superfície plantar do pé e o solo. A medição da pressão plantar tem diversas aplicações na biomecânica da marcha (Buldt et al., 2018), na saúde e no desporto. Por exemplo, avaliar os efeitos de diferentes palmilhas em chuteiras de futebol (Nunns et al., 2016) e sapatos de corrida (Hennig e Milani, 1993) e avaliar o efeito de diferentes superfícies de corrida (Tessutti et al., 2012) e risco de lesão (Mann et al.,

2016). Na área da saúde, tem sido substancialmente utilizada em estudos sobre o pé diabético e identificação do risco de ulceração (Bus et al., 2016; Chatwin et al., 2019).

3.2.1. Integral Pressão-Tempo

O integral de pressão-tempo (IPT) é obtido pela soma dos produtos de pressão pico e o tempo da recolha da amostra (Equação 2).

$$PTI = \sum PP_i \times \Delta t$$

Equação 2. Equação do Integral Pressão Tempo.

O integral pressão-tempo representa o efeito cumulativo da pressão ao longo do tempo numa determinada zona do pé, permitindo obter o valor da carga total no período de tempo cuja superfície plantar se encontra em contacto com o solo. Uma exposição cumulativa pode levar a danos nos tecidos, logo, esta variável pode ser um avaliador de risco também para traumatismos cutâneos (Melai et al., 2011), além de assimetrias na marcha e outras tarefas (Burnfield et al., 2020). Embora não existam resultados conclusivos para outros problemas (Bus & Waaijman, 2012; Melai et al., 2011).

3.3. Força

A plataforma Novel Emed-N50 calcula as variáveis utilizadas na equação de stress mecânico (pressão, força e área). Contudo, a variável força é calculada indiretamente, pois, para calcular esta variável a equação do stress mecânico é invertida (equação 1) ficando a força como variável dependente (Equação 3):

$$F = P \times A$$

Equação 3. Equação de Força, baseada na equação do stress mecânico e área de contacto.

A força não pode ser definida, no entanto, os efeitos produzidos pelas forças podem ser descritos. Existem diversos tipos de forças, por exemplo, a força ativa (na locomoção humana são forças geradas pelo movimento que é inteiramente controlado pela atividade muscular), força dinâmica (força produzida em movimento contra uma determinada resistência), força normal (força perpendicular à superfície em contacto), força de deslizamento (força paralela à superfície em contacto), força estática (força produzida com o corpo parado ou em repouso contra uma resistência fixa) e a força de reação do apoio (força que uma superfície exerce sobre qualquer corpo que lhe aplica uma força) (Nigg & Herzog, 2007). A plataforma Novel Emed-N50 apenas mede a componente normal.

3.3.1. Integral Força-Tempo

O integral força-tempo (IFT) inclui toda a carga a que uma área está exposta (Equação 4). Esta variável mede a força ao longo do tempo numa determinada zona do pé (Melai, et al., 2011).

$$FTI = \int F \times \Delta t$$

Equação 4. Equação do Integral Força Tempo.

4. Estado de Arte

No sentido de estudar a influência do exercício físico na simetria entre apoios, é necessário perceber a sua importância. A análise da função do pé é de extrema importância, dado que os pés são o principal ponto de apoio durante a marcha e estão constantemente a ajustar-se aos diferentes ambientes. As patologias do pé correspondem a uma pressão plantar elevada ou anormal, isto pode originar uma assimetria na disposição da pressão plantar entre os dois pés (Winter, 1991; Perry, 1992). As informações obtidas através da distribuição da pressão plantar, pode auxiliar na identificação de indivíduos que possam estar sujeitos a desenvolver lesões ou agravar uma lesão plantar devido a uma pressão plantar elevada (Rai & Aggarwal, 2006; Cavanagh & Bus, 2010). A análise da pressão plantar baseia-se no nível de pressão detetado para fazer um diagnóstico no que diz respeito à presença de uma patologia do pé. Este procedimento facilitou o diagnóstico durante a avaliação do pé e favoreceu o tratamento do pé patológico, de modo, a aliviar a dor no pé e a reduzir o risco de lesão (Cavanagh & Bus, 2010; Bus et al., 2011; Bus, 2012). Um dos objetivos principais na reabilitação de um paciente é a restauração da simetria na marcha (McClelland et al., 2012; Logerstedt et al, 2013). A análise da simetria da marcha durante o processo de reabilitação pode fornecer informações importantes na avaliação dos efeitos dos tratamentos e na monitorização do tratamento. Porém, na análise da marcha o pressuposto de simetria pode ser uma problemática, sobretudo quando a assimetria dos membros inferiores é considerada como patologia da marcha (Sadeghi et al., 2000).

Wafai et al. (2015), realizaram um estudo com 51 indivíduos (31 saudáveis e 20 com patologias do pé), com o intuito de analisar a presença de assimetria na pressão plantar para o diagnóstico de uma marcha patológica. Os resultados deste estudo demonstraram aumentos significativos da assimetria na pressão plantar nos indivíduos que tinham patologias no pé. Estes concluíram que a avaliação da assimetria na pressão plantar poderia potencialmente melhorar o processo de diagnóstico para determinar a presença de uma patologia do pé.

Melai et al. (2011), referem que o pico de pressão (PP) é a variável de pressão plantar mais frequentemente utilizada para expressar a carga do pé, representando a carga máxima numa área sob o pé durante uma passada. Boulton et al., 1983 e Armstrong et al., 1998, descreveram a associação de PP e subsequentes danos nos tecidos, com PP que exceda o limiar de 400 N/cm^2 a poder causar trauma direto da pele (Birke et al., 1991). Pressões superiores a 70 N/cm^2 ou 150 N/cm^2 podem também causar trauma (Armstrong et al., 1998; Birke et al., 1991). Uma exposição repetitiva a estas pressões poderia inibir os processos de regeneração e o efeito cumulativo poderia eventualmente levar à falha dos tecidos (Hall & Brand, 1979; Maluf & Mueller, 2002).

Mickle et al. (2010), demonstraram que as quedas em idosos que vivem em habitações comunitárias apresentam pressões plantares significativamente mais elevadas e são mais propensos a relatar dores nos pés. Pressões plantares mais elevadas geradas durante a marcha podem contribuir para a dor e desconforto nos pés, contribuindo para o risco de quedas. Indivíduos idosos que sofram elevadas pressões plantares e dores nos pés, necessitam de uma avaliação e de tratar a causa destes fatores. Estas ações podem proporcionar uma oportunidade para estes indivíduos terem não só uma marcha sem dor, mas também reduzir o seu risco de quedas.

De acordo com o estudo de Riskowski et al. (2012), assimetrias em idosos no pico de forças verticais aumentam em resposta a aumentos na velocidade de marcha. Considerando os parâmetros funcionais, os participantes que mostraram menor assimetria na relação força antepé-retropé também apresentaram os melhores resultados em testes funcionais (equilíbrio tandem, velocidade de marcha e sentar e levantar da cadeira). A força e potência dos membros inferiores (Crockett et al., 2013; Bean et al., 2010) são fatores determinantes da funcionalidade nos idosos e, por isso, são componentes importantes da saúde desta população. Pode-se sugerir que os idosos com lacunas no desempenho funcional também possam ter assimetrias bilaterais no desempenho muscular. Embora indivíduos com a capacidade de andar mais depressa sejam considerados como tendo uma melhor condição funcional, o esforço necessário para controlar o sistema locomotor quando é necessário andar à velocidade máxima é maior, o que poderia explicar a presença de assimetrias nos idosos (Riskowski et al., 2012).

Uma maior funcionalidade representada por uma maior velocidade de marcha foi associada a uma marcha mais simétrica. A compreensão de possíveis fatores musculares e funcionais que explicam as assimetrias de marcha pode ajudar a planejar estratégias (em programas de reabilitação e exercício físico) para reduzir as assimetrias sugeridas como um risco de quedas em indivíduos idosos (Huijben et al., 2018). O exercício regular está relacionado com uma marcha mais simétrica nos idosos (Guadagnin et al., 2015). Contudo, a relação entre o nível global de atividade física e as assimetrias de marcha não está claramente estabelecida. Egerton et al. (2017), encontraram uma relação inversa de assimetria na marcha e minutos de atividade de alta intensidade por dia, mas nenhuma relação com a quantidade de atividade por dia.

5. Pertinência do Estudo:

O envelhecimento é um dos “fenómenos” que está entre os mais atuais da nossa sociedade e, por isso, tem vindo a aumentar a preocupação com a qualidade de vida e o bem-estar da população idosa (OMS, 2015). Para isso, é importante que o idoso permaneça com a melhor aptidão possível, de forma a conseguir realizar as suas atividades diárias. A perda da autonomia e as sucessivas alterações que ocorrem no envelhecimento por parte do idoso, provocam ocorrência de quedas (De Mello et al., 2010). Diversos estudos encontraram o envelhecimento associado a maiores assimetrias na força muscular dos membros inferiores (Perry et al., 2007; Schmidt et al., 2014). As assimetrias musculares e funcionais são frequentemente defendidas como fator de risco de queda (Di Fabio et al., 2004; Laroche et al., 2012), e uma fonte de instabilidades para a marcha (Bautmans et al., 2011; Lewek, et al., 2010). Uma alteração na função normal do pé pode resultar em dificuldade de marcha, uma das condições clínicas mais comuns e debilitantes que pode ter impacto na função do pé durante o ciclo de marcha é a dor relacionada com o pé patológico (Mickle et al., 2010). Esta dor está frequentemente associada a uma pressão plantar superior à normal, que pode incitar a várias lesões durante a atividade diária. A alteração da função normal do pé pode estimular uma cadeia de resultados desfavoráveis que vão desde infligir mais pressão elevada sobre uma nova localização do pé, até colocar os indivíduos num maior risco de desequilíbrio e lesão ao caminhar (Mickle et al., 2010).

5.1. Questões Experimentais:

1. Será que existe assimetria entre apoios?
2. Será que o exercício físico tem um efeito de melhoria da simetria entre apoios?

5.2. Objetivos do Estudo:

1. Verificar se na literatura publicada podemos considerar assimetrias como um fator de risco de queda;
2. Verificar se o exercício físico promove simetrias entre apoios.

5.3. Hipóteses Levantadas:

No que diz respeito aos objetivos apresentados, foi levantada a seguinte hipótese operacional:

1. O exercício físico promove simetria.

6. Metodologia

Este estudo analisou variáveis biomecânicas resultantes de um estudo longitudinal quasi-experimental, recolhidas antes e após uma intervenção de 24 semanas.

6.1. Caracterização da Amostra

Neste estudo participaram 51 indivíduos (40 mulheres e 11 homens), a amostra utilizada para este estudo foi uma amostra por conveniência. Os participantes foram considerados elegíveis se vivessem em comunidade, tivessem 65 anos ou mais de idade, compreendessem a língua portuguesa e concordassem em participar voluntariamente neste estudo. O participante era excluído do estudo se tivesse uma condição cardiovascular (por exemplo, AVC), recorresse à utilização de um auxiliar de marcha, possuísse prótese da anca, do joelho ou do tornozelo, perturbações do pé, ou incapacidade de realizar exercícios na posição de pé, uma condição neurológica (por exemplo, demência ou doença de Parkinson) e um domínio inadequado da língua portuguesa. Todos os participantes foram recrutados em municípios das regiões Oeste e Ribatejo de Portugal, através do website dos municípios, anúncios e cartazes afixados. Foram explicados os objetivos do estudo e respondidas a todas as questões antes de ser pedido ao participante que consentisse a participação no estudo. Um consentimento informado por escrito foi obtido de todos os participantes no início do estudo.

6.2. Tarefa e Recolha de Dados

Os parâmetros de marcha foram obtidos utilizando uma plataforma de pressão do sistema Novel Emed-N50 (Munique, Alemanha) com uma taxa de estrutura de 50 Hz e um modo de alta resolução de sensor com uma resolução de 4 sensores/cm². Os parâmetros de marcha foram registados à medida que os participantes caminhavam descalços a uma velocidade autodeterminada, ao longo de um tapete de 10 metros com sensores embutidos. Os participantes realizaram alguns ensaios antes da recolha de dados, a fim de se familiarizarem com a tarefa. Em cada participante foram recolhidos e analisados

cinco apoios de cada pé. O software Novel foi utilizado para análise de dados. Os dados de força foram normalizados para o peso corporal (BW). Este processo permite melhores comparações entre os participantes, uma vez que elimina diferenças no peso corporal durante a análise estatística (Mullineaux et al., 2006).

A intervenção com exercício físico foi realizada de acordo com o protocolo do estudo de Ramalho et al. (2017). As variáveis biomecânicas foram recolhidas duas vezes, antes e após a intervenção com exercício, tal como descrito em Ramalho et al. (2018).

6.3. Instrumentos

A área do pé é medida por sensores colocados em diferentes tipos de sistemas, tais como plataformas de pressão plantar ou palmilhas. Neste caso, sendo a marcha a tarefa a realizar, o sistema preferível para recolher dados é a plataforma, esta é construída a partir de uma matriz rígida e plana de sensores de pressão embutidos no chão para permitir uma marcha normal (Razak et al., 2012). Este sistema permite ao participante andar descalço e sem quaisquer restrições de sapatos e meias. A plataforma de pressão plantar utilizada foi Emed® n50 (Novel, Alemanha), esta plataforma tem uma dimensão de 610x323x15,5mm com 6.080 sensores, uma resolução de 4 sensores/cm², e uma captação de frequência de 50Hz. Na tabela 2 as principais características da plataforma são apresentadas (Novel, 2019).

Tabela 2. Dados técnicos da Plataforma Emed-N50 (Novel, 2019).

Características	Dados
Dimensões (mm)	700 x 403 x 15,5
Área de Sensores (mm)	475 x 320
Número de Sensores	6.080
Resolução (sensores/cm²)	4
Frequência (Hz)	50
Amplitude de Pressão (kPa)	10 - 1.270
Limite de Pressão (kPa)	10
Precisão (%)	± 5%
Histerese (%)	< 3%
Amplitude de Temperatura (°C)	15 - 40
Força Total Máxima (N)	193.000
Interferência Cross Talk (db)	- 40

Ainda que a construção de sensores e sistemas seja válida e fiável para a recolha de dados biomecânicos (Giacomozzi, 2010; Gurney et al., 2008), as recolhas nas plataformas de pressão plantar têm algumas precauções associadas. A primeira precaução é a necessidade de o pé apoiar totalmente na plataforma, de preferência no centro da mesma. A segunda precaução é a necessidade de disfarçar a plataforma com o solo, a fim de não perturbar o padrão de marcha. A terceira limitação é a área circundante, ou seja, os participantes devem ter espaço suficiente para caminhar. Se as recolhas forem realizadas em locais novos para os participantes, é necessário uma familiarização com a tarefa nesse espaço para assegurar uma marcha natural (Razak et al., 2012). A partir da informação recolhida através da distribuição da pressão plantar, esta pode ser utilizada para uma variedade de fins, incluindo a modificação de calçado, programas de exercício e na investigação (Orlin & McPoil, 2000; Zulkifli & Loh, 2018).

O número de regiões do pé em análise não tem um critério definido, geralmente depende do objetivo do estudo, dos detalhes que os investigadores querem colocar no estudo e do tipo de observação. A análise do pé por diferentes regiões depende dos detalhes da análise ou da capacidade de detetar fragilidades. Este artigo para posterior análise da força e pressão plantar, dividiu o pé em seis áreas anatómicas (figura X): M01 - Hindfoot/Retropé", "M02 - Midfoot/Mediopé", "M03 – Medial Forefoot /1º e 2º metatarso", "M04 - Hallux", "M05 – Toes/Dedos" e M06 - "Lateral Forefoot/3º, 4º e 5º metatarso". Durante a recolha, os sensores são ativados quando é aplicada pressão e dependendo da pressão são visualizadas cores diferentes para uma melhor avaliação (Figura 1).

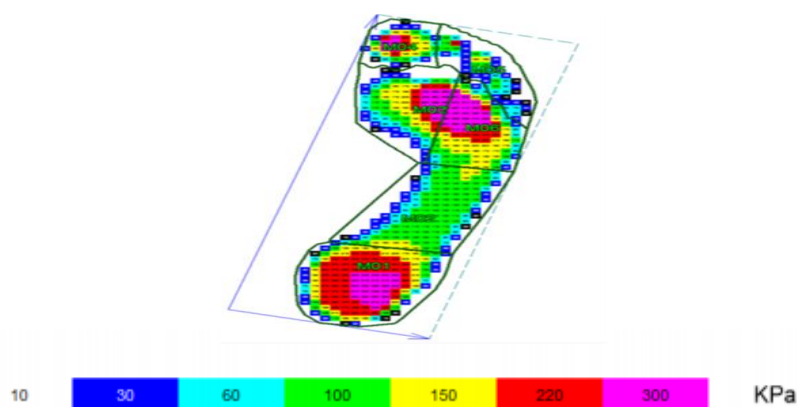


Figura 1. Esquema de divisão dos pés por região e visualização da pressão plantar, com magnitudes e cores associadas.

6.4. Plano Operacional de Variáveis

Na tabela 3 , é apresentado o plano operacional das características das variáveis dos parâmetros de marcha.

Tabela 3. Características das Variáveis dos Parâmetros de Marcha.

Nome	Unidades	Tipo	Função
Força Máxima	Newtons (N)	Quantitativa Contínua	Dependente
Pico de Pressão	KiloPascal (KPa)	Quantitativa Contínua	Dependente
Média Pressão Máxima	KPa	Quantitativa Contínua	Dependente
Integral Força-Tempo (IFT)	N.s	Quantitativa Contínua	Dependente
Integral Pressão-Tempo (IPT)	KPa.s	Quantitativa Contínua	Dependente
Área Média	Cm ²	Quantitativa Contínua	Dependente
Força Média	N	Quantitativa Contínua	Dependente

6.5. Procedimentos Estatísticos/Tratamento de Dados

A análise estatística foi realizada utilizando o Pacote Estatístico para as Ciências Sociais (SPSS versão 26.0) para obter estatísticas descritivas. A distribuição da normalidade dos dados foi verificada com o teste Kolmogorov-Smirnov, a qual não foi verificada para todas as variáveis. O teste não-paramétrico de Wilcoxon foi utilizado para comparar as variáveis entre o apoio direito e esquerdo nas duas recolhas realizadas. O significado estatístico foi fixado em $p < 0,05$.

7. Resultados

Os resultados obtidos para verificar as assimetrias entre os apoios nas duas recolhas e os efeitos do programa de exercício na assimetria, são apresentados nas tabelas 4, 5, 6, 7, 8, 9 e 10. A totalidade dos dados obtidos, em bruto são apresentados nos anexos.

Área Média

Realizando a análise completa do pé, verificamos que a área média se mantém semelhante entre apoios, onde se pode verificar que apresentam valores médios de $59,7 \pm 7,9 \text{ Cm}^2$ na 1.ª recolha e $31,8 \pm 29,9 \text{ Cm}^2$ na 2.ª recolha (Tabela 4). Destaca-se que os valores da área média do pé direito são ligeiramente superiores que o pé esquerdo. A análise estatística inferencial mostra que embora existam estas ligeiras diferenças, não são significativas. Relativamente às diferentes áreas anatómicas, apenas a área do 1.º e 2.º metatarso apresentou diferenças significativas ($Z = 0,023$; $p \leq 0,05$) na 1.ª recolha. A região do 1.º e 2.º metatarso demonstrou ter o valor da média mais alta e a região dos dedos o valor da média mais baixo.

Tabela 4. Análise da Área Média por Região do Pé.

Variável (Cm ²)	1º Recolha		2ª Recolha	
	DRT	ESQ	DRT	ESQ
	Média±DP	Média±DP	Média±DP	Média±DP
Área Média (Pé)	59,61 ±8,21	59,95±7,74	31,85±29,98	31,85±29,87
Área Média (Retropé)	12,87±2,31	12,79±2,26	6,82±6,44	6,93±6,55
Área Média (Mediopé)	10,58±4,23	10,34±4,22	5,34±5,97	5,22±5,90
Área Média (1º e 2º Metatarso)	29,145±3,88	29,79±3,54	16,01±15,00	16,05±15,02
Área Média (Hallux)	3,81±1,00	3,67±1,14	2,03±1,98	1,84±1,92
Área Média (Dedos)	3,18±1,44	3,32±1,23	1,63±1,78	1,79±1,90
Área Média (3º, 4º e 5º Metatarso)	14,78±1,84	14,72±2,00	7,89±7,40	7,97±7,48

Integral Força-Tempo

Ao analisar a variável IFT verificamos que esta se mantém semelhante entre apoios, com valores médios de $55,4 \pm 8$ N.s na 1.ª recolha e $30,4 \pm 28,12$ N.s na 2.ª recolha (Tabela 5). Vale a pena salientar que os valores de IFT do pé esquerdo são ligeiramente superiores que o pé direito. A análise estatística inferencial mostra que embora existam estas ligeiras diferenças, não são significativas. Relativamente as diferentes áreas anatómicas, não existiram diferenças significativas entre recolhas.

Tabela 5. Análise do Integral Força-Tempo por Região do Pé.

Variável (N.s)	1ª Recolha		2ª Recolha	
	DRT	ESQ	DRT	ESQ
	Média±DP	Média±DP	Média±DP	Média±DP
Integral Força-Tempo (Pé)	55,58±7,52	55,32±8,58	30,24±28,00	30,56±28,24
Integral Força-Tempo (Retropé)	16,11±3,41	15,89±4,71	8,84±8,29	8,81±8,24
Integral Força-Tempo (Mediopé)	5,89±3,52	5,46±3,05	2,70±3,23	2,77±3,54
Integral Força-Tempo (1º e 2º Metatarso)	28,52±4,44	29,20±4,86	15,99±15,08	16,52±15,52
Integral Força-Tempo (Hallux)	3,35±1,45	3,07±1,42	1,86±1,97	1,51±1,74
Integral Força-Tempo (Dedos)	1,69±1,07	1,68±0,94	0,84±1,03	0,93±1,16
Integral Força-Tempo (3º, 4º e 5º Metatarso)	14,12±2,80	13,59±3,55	7,47±7,20	7,81±7,69

Força Máxima

A variável força máxima apresentou valores médios de $113,2 \pm 7,5$ N na 1.ª recolha e $63,1 \pm 58$ N na 2.ª recolha (Tabela 6). Através da análise completa do pé verificamos que a força máxima se mantém semelhante entre apoios, destacando que os valores do pé esquerdo são ligeiramente superiores que o pé direito. A análise estatística inferencial mostra que embora existam estas ligeiras diferenças, não são significativas. Relativamente às diferentes áreas anatómicas, apenas a área do 3.º, 4.º e

5.º metatarso apresentou diferenças significativas ($Z= 0,017$; $p \leq 0,05$) na 1.ª recolha. O 1.º e 2.º metatarso demonstrou ter o valor da média mais alta e a região dos dedos o valor da média mais baixa.

Tabela 6. Análise da Força Máxima por Região do Pé.

Variável (N)	1º Recolha		2ª Recolha	
	DRT	ESQ	DRT	ESQ
	Média±DP	Média±DP	Média±DP	Média±DP
Força Máxima (Pé)	113,36±7,51	113,04±7,53	63,23±58,05	63,13±57,96
Força Máxima (Retropé)	69,24±9,73	68,49±10,58	40,67±37,80	39,80±37,08
Força Máxima (Mediopé)	21,17±8,77	20,38±8,32	10,58±11,43	10,50±11,83
Força Máxima (1º e 2º Metatarso)	91,71±8,65	92,22±10,05	51,01±46,95	52,47±48,52
Força Máxima (Hallux)	15,91±6,13	15,39±6,42	8,99±9,56	8,00±8,99
Força Máxima (Dedos)	7,57±3,73	7,88±3,60	4,07±4,68	4,42±5,24
Força Máxima (3º, 4º e 5º Metatarso)	44,77±8,03	41,86±9,617	24,12±22,90	24,22±23,63

Força Média

Na análise da força média obtemos os valores médios de $79,5 \pm 4,1$ N na 1.ª recolha e $44,1 \pm 40,5$ N na 2.ª recolha (Tabela 7). Os valores de força média entre o pé esquerdo e o pé direito são semelhantes. A análise estatística inferencial mostra que embora existam estas ligeiras diferenças, não são significativas. Relativamente às diferentes áreas anatómicas, apenas a área do 1.º e 2.º metatarso, apresentou diferenças significativas ($Z= 0,033$; $p \leq 0,05$) na 1.ª recolha. A região dos dedos apresentou o valor da média mais baixo e a região do 1.º e 2.º metatarso demonstrou ter o valor da média mais alta.

Tabela 7. Análise da Força Média por Região do Pé.

Variável (N)	1ª Recolha		2ª Recolha	
	DRT	ESQ	DRT	ESQ
	Média±DP	Média±DP	Média±DP	Média±DP
Força Média (Pé)	79,24±4,03	79,85±4,23	43,99±40,33	44,37±40,67
Força Média (Retropé)	22,96±4,01	22,67±4,11	12,92±12,14	12,82±11,95
Força Média (Mediopé)	8,18±4,39	7,71±4,00	3,88±4,54	3,95±4,92
Força Média (1º e 2º Metatarso)	40,91±5,68	42,43±5,36	23,21±21,55	23,95±22,26
Força Média (Hallux)	4,78±1,90	4,54±2,14	2,74±2,97	2,25±2,66
Força Média (Dedos)	2,39±1,42	2,47±1,29	1,22±1,49	1,38±1,76
Força Média (3º, 4º e 5º Metatarso)	20,22±3,69	19,80±4,77	10,79±10,20	11,34±11,14

Média Pressão Máxima

Realizando a análise completa do pé, verificamos que a média pressão máxima se mantém semelhante entre apoios, podendo-se verificar que apresentam valores médios de 215,6±52,1 KPa na 1.ª recolha e 119,9±117,8 KPa na 2.ª recolha (Tabela 8). Destaca-se que os valores da média pressão máxima do pé esquerdo são ligeiramente superiores que o pé direito. A análise estatística inferencial mostra que embora haja estas ligeiras diferenças, não são significativas. Relativamente às diferentes áreas anatómicas, apenas a área do hallux apresentou diferenças significativas ($Z= 0,012$; $p \leq 0,05$) na 2.ª recolha, demonstrando assim que ocorreu assimetria da 1.ª medição para 2.ª medição. O valor da média mais alta ocorreu na região do 1.º e 2.º metatarso e o valor da média mais baixa na região do mediopé.

Tabela 8. Análise da Média Pressão Máxima por Região do Pé.

Variável (KPa)	1º Recolha		2ª Recolha	
	DRT	ESQ	DRT	ESQ
	Média±DP	Média±DP	Média±DP	Média±DP
Média Pressão Máxima (Pé)	211,99±51,44	219,29±52,86	118,97±118,97	120,98±116,64
Média Pressão Máxima (Retropé)	98,67±25,88	97,16±25,78	55,47±54,45	54,88±52,90
Média Pressão Máxima (Mediopé)	54,12±17,35	50,91±14,26	25,43±25,55	27,41±29,03
Média Pressão Máxima (1º e 2º Metatarso)	198,28±54,55	203,50±54,74	110,34±111,20	116,54±111,98
Média Pressão Máxima (Hallux)	104,94±55,75	107,34±67,08	64,08±76,05	49,05±66,97
Média Pressão Máxima (Dedos)	55,83±27,87	58,80±26,43	29,41±33,64	30,07±33,76
Média Pressão Máxima (3º, 4º e 5º Metatarso)	170,55±44,19	171,06±49,55	92,76±92,38	93,88±90,67

Pico de Pressão

A variável PP apresentou valores médios de 620,7±173,3 KPa na 1.ª recolha e 339,4±348,5 KPa na 2.ª recolha (Tabela 9). A análise completa do pé demonstrou que a PP se mantém semelhante entre apoios, destacando que os valores de PP do pé esquerdo são ligeiramente superiores que o pé direito. A análise estatística inferencial mostra que embora existam estas ligeiras diferenças, não são significativas. Relativamente às diferentes áreas anatómicas, apenas a área do hallux, apresentou diferenças significativas ($Z= 0,046$; $p \leq 0,05$) na 2.ª recolha, verificando assim a existência de assimetria na segunda medição comparativamente a 1.ª medição. O 1.º e 2.º metatarso demonstrou ter o valor da média mais alta e a região do mediopé o valor da média mais baixa.

Tabela 9. Análise do Pico de Pressão por Região do Pé.

Variável (KPa)	1º Recolha		2ª Recolha	
	DRT	ESQ	DRT	ESQ
	Média±DP	Média±DP	Média±DP	Média±DP
Pico de Pressão (Pé)	615,20±169,17	626,26±177,47	339,10±341,27	339,78±335,77
Pico de Pressão (Retropé)	314,98±92,97	313,96±82,68	182,15±177,75	183,17±176,77
Pico de Pressão (Mediopé)	153,19±37,70	145,56±37,08	78,86±78,25	82,35±83,92
Pico de Pressão (1º e 2º Metatarso)	561,66±185,51	558,60±178,16	305,76±314,10	317,03±313,95
Pico de Pressão (Hallux)	359,30±172,24	385,86±208,94	217,75±244,93	184,13±226,08
Pico de Pressão (Dedos)	180,01±83,08	184,04±71,98	95,98±104,09	97,29±103,95
Pico de Pressão (3º, 4º e 5º Metatarso)	466,01±146,40	449,38±145,23	240,86±246,25	240,52±234,82

Integral Pressão-Tempo

A variável IPT segue a tendência já notada e apresenta semelhança entre apoios, apresentando valores médios de 218,5±53,5 KPa.s na 1.ª recolha e 120,8±116,5 KPa.s na 2.ª recolha (Tabela 10). Os valores de IPT entre o pé esquerdo e o pé direito são semelhantes. A análise estatística inferencial mostra que embora haja estas ligeiras diferenças, não são significativas. Relativamente as diferentes áreas anatómicas, a área do meiopé apresentou diferenças significativas ($Z= 0,033$; $p \leq 0,05$) na 1.ª recolha. Existiram ainda diferenças significativas ($X= 0,015$; $p \leq 0,05$) na área do hallux na 2.ª recolha, demonstrando assim que ocorreu assimetria na segunda medição. A área do 1.º e 2.º metatarso demonstrou ter o valor da média mais alta, as regiões do meiopé e dos dedos o valor da média mais baixo.

Tabela 10. Análise da Integral Pressão-Tempo por Região do Pé.

Variável (KPa.s)	1º Recolha		2ª Recolha	
	DRT	ESQ	DRT	ESQ
	Média±DP	Média±DP	Média±DP	Média±DP
Integral Pressão-Tempo (Pé)	218,51±55,98	218,67±51,12	120,54±117,25	121,21±115,90
Integral Pressão-Tempo (Retropé)	73,93±20,91	72,70±23,66	40,49±39,13	40,60±39,07
Integral Pressão-Tempo (Mediopé)	46,41±17,98	43,17±15,73	21,40±22,06	22,76±24,72
Integral Pressão-Tempo (1º e 2º Metatarso)	154,53±46,88	156,73±50,19	84,71±86,70	89,28±87,49
Integral Pressão-Tempo (Hallux)	80,88±48,78	78,70±50,20	47,35±55,25	36,46±47,66
Integral Pressão-Tempo (Dedos)	44,72±26,77	45,25±23,23	22,25±25,54	22,78±25,01
Integral Pressão-Tempo (3º, 4º e 5º Metatarso)	129,55±35,38	127,70±40,97	68,41±69,01	70,91±70,85

8. Discussão

Este estudo teve como primeiro objetivo comprovar através da literatura existente se podemos considerar assimetrias como um fator de risco de queda. A literatura atual demonstrou que partindo do pressuposto que a marcha é cíclica, a simetria dos membros também é constantemente assumida, o que pode fazer sentido para tarefas simples de marcha (Kowalski et al., 2019). A assimetria dos membros inferiores pode aumentar a variabilidade da marcha, provocando assim um aumento de quedas em idosos. A compreensão de fatores funcionais e musculares relativamente às assimetrias da marcha pode ajudar a planejar estratégias, como programas de reabilitação e de exercício físico, de forma, a reduzir as assimetrias sugeridas como um risco de quedas em idosos (Huijben et al., 2018). Estas ações podem proporcionar uma oportunidade para estes indivíduos terem não só uma marcha sem dor, mas também reduzir o seu risco de quedas (Mickle et al., 2010). Dito isto, podemos concluir que as assimetrias são um fator de risco de queda (Mickle, 2010; Laroche et al., 2012; Huijben et al., 2018), tal como demonstrado na revisão de literatura efetuado na parte inicial deste trabalho.

O presente estudo teve como objetivo principal verificar se o exercício físico promove a simetria entre apoios. Com base nos nossos resultados verificamos que houve uma redução das assimetrias entre o primeiro e segundo momento, que por si, demonstra um efeito positivo do exercício físico nesta população. No entanto, podemos observar na figura 2, que ainda ocorreram algumas assimetrias ao nível do hallux, o que pode significar uma alteração da forma como a estabilidade é controlada nesse segundo momento. Noutras palavras, o facto de as assimetrias acontecerem nas variáveis da média pressão máxima, pico de pressão e integral pressão-tempo, leva-nos a assumir que o idoso passa a utilizar o hallux como factor de controlo de estabilização, quer pela redução ou aumento da área de contacto do primeiro dedo no solo, quer pelo tempo em que essa estabilização ocorre.

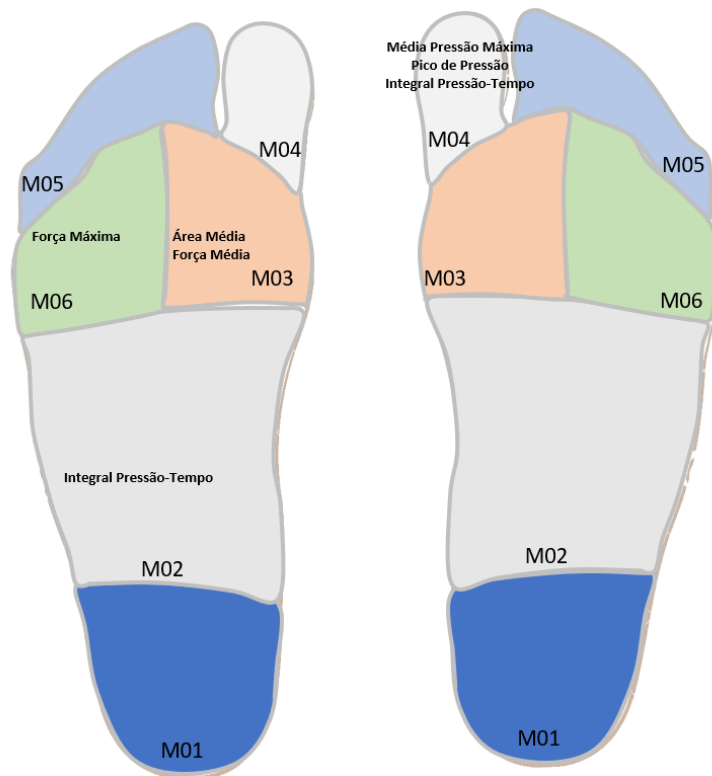


Figura 2. Pé esquerdo: Representa os dados obtidos na 1.ª recolha, com as respetivas regiões do pé e variáveis onde ocorreu assimetria; Pé direito: Representa os dados obtidos na 2.ª recolha, demonstrando o impacto positivo do exercício físico na assimetria nas respetivas regiões do pé e variáveis onde ocorreu assimetria

Com base nos nossos resultados e nos resultados encontrados por Laroche et al. (2012) e Schimidt et al. (2014), podemos referir que a simetria dos membros inferiores pode diminuir a variabilidade da marcha, que por sua vez está relacionado com um menor risco de quedas entre idosos. No entanto, o pressuposto de simetria na marcha pode ser uma problemática na análise da marcha, particularmente quando a assimetria dos membros inferiores é considerada uma patologia da marcha. Porém, indivíduos com patologias no pé demonstram aumentos significativos da assimetria na pressão plantar (Wafai et al., 2015). Assim sendo, a repetibilidade das assimetrias, mesmo que com baixas magnitudes, pode repercutir em cargas cumulativas durante a locomoção, a repetição do impacto assimétrico pode repercutir em riscos maiores do que a sua própria magnitude. Assim, a repetição de padrões assimétricos na aplicação da pressão plantar pode ter um efeito negativo no idoso, que apresenta tecidos moles dos pés com

menor capacidade de absorção de impacto. Pressões plantares mais elevadas durante a marcha podem contribuir para a dor e desconforto nos pés, aumentando assim o risco de quedas. Estas patologias podem influenciar de uma forma negativa a sua função, afetando assim a marcha durante a atividade diária.

Foi averiguado através deste estudo que o exercício físico teve um efeito positivo nas assimetrias na população idosa, demonstrando que programas de exercício físico podem impedir efeitos negativos na saúde da população idosa (Dipietro et al., 2019; Gillespie et al., 2012). As evidências sugerem que as intervenções de exercício físico podem ser utilizadas para restaurar ou manter a independência funcional dos idosos e subsequentemente ajudar a prevenir institucionalização e aumento dos custos dos cuidados de saúde. As intervenções de exercício podem também potencialmente atrasar ou inverter a fragilidade e prevenir quedas. Programas de exercício físico bem direcionados para este tipo de população deve ter como meta a melhora da capacidade física do indivíduo, diminuindo a deterioração das variáveis de aptidão física como resistência cardiovascular, força, flexibilidade e equilíbrio, o aumento do contato social e a redução de problemas psicológicos com a ansiedade e a depressão. Fazer uma atividade prazerosa que traga resultados benéficos aos indivíduos desta faixa etária pode aumentar a longevidade e fazer com que os idosos sejam mais felizes. Dito isto, há reconhecimento da importância do exercício físico nos idosos, contudo, é necessário incrementar a prática de atividades físicas nesta população. É importante que o idoso integre na sua vida, hábitos saudáveis através de informações e conteúdos que sejam capazes de modificar e acrescentar atitudes favoráveis para a manutenção e prevenção da sua saúde (física, mental, emocional e social). Deste modo, cabe aos profissionais da saúde, fisiologistas de exercício físico e gestores públicos, aderir de maneira efetiva e eficaz na mobilização de recursos, na construção e viabilização de projetos, que atinjam a meta de uma população idosa cada vez mais ativa e conseqüentemente com maior qualidade de vida. O papel dos fisiologistas de exercício físico é intervir nesse processo de envelhecimento, contribuindo com a prescrição de uma atividade física segura, fazendo com que os idosos envelheçam de maneira mais saudável, tornando-os menos dependentes, retardando o envelhecimento e possibilitando-lhes uma melhora na sua

qualidade de vida. Os conhecimentos do fisiologista de exercício físico para o trabalho com os idosos é de fundamental relevância, principalmente para a reabilitação dos idosos que sofreram quedas. Essas são uma realidade na vida do idoso, devendo ser considerada um risco à saúde. Por isso, a melhoria ou a manutenção da capacidade funcional do idoso é de extrema importância para minimizar o risco de quedas

Este estudo permitiu compreender que o processo de envelhecimento é um dos fenômenos mais atuais de nossa sociedade e, por isso, vem aumentando a preocupação com a qualidade de vida e o bem-estar dessa população. A marcha é uma tarefa de extrema importância que permite ao idoso manter a sua autonomia. Assim sendo, a análise da marcha e da pressão plantar simplifica o processo de diagnóstico durante a avaliação do pé e melhora as capacidades de tratamento do pé patológico (Cavanagh & Bus, 2010; Bus et al., 2011; Bus, 2012). A avaliação quantitativa de distúrbios da marcha é uma ferramenta útil, uma vez que, fornece um diagnóstico funcional, uma monitorização da evolução de uma patologia/doença, e uma avaliação para o planejamento de tratamento (Baker et al., 2016). Os dados analisados deste estudo demonstram que o exercício físico pode ter um efeito positivo na assimetria, contudo, é necessário realizar uma avaliação quantitativa dos distúrbios da marcha, fornecendo um diagnóstico funcional e monitorização do progresso da marcha. Podem ser detetados défices na marcha que não podem ser vistos a olho nu, mesmo por um especialista, através da análise quantitativa da marcha (Bridenbaugh & Kressig, 2014). Uma deteção precoce permite a implementação oportuna de intervenções direcionadas para melhoria da marcha. Todavia, as diferentes características dos sistemas de medição e abordagens do processamento de dados tornam difícil a determinação de valores de referência para pressões normais, bem como valores de referência de riscos de úlceras e outros distúrbios da função biomecânica dos pés. Assim, limites para as condições de normalidade e para diferentes patologias, precisam ser estabelecidos para cada sistema de medição, bem como para áreas específicas do pé.

É importante lembrar ainda que não apenas a magnitude da pressão plantar afeta a função do pé, mas também a duração da sua aplicação e a sua frequência, são fatores a se considerar na avaliação dos resultados de estudos sobre a distribuição de pressões plantares. Por exemplo, uma pressão de baixa magnitude, aplicada por um longo período de tempo é o uso de calçados inapropriados. Por outro lado, a alta frequência de repetições de pressões em áreas específicas, pode ser exemplificada com a marcha, quando se considera o número de passos dados diariamente por um indivíduo ativo fisicamente.

Posto isto, a avaliação da assimetria na pressão plantar pode melhorar o processo de diagnóstico para determinar a existência de uma patologia do pé. Ainda assim, investigações futuras irão beneficiar da pesquisa de assimetrias na pressão em patologias específicas.

9. Recomendações para Pesquisas Futuras

A comunidade científica irá beneficiar de investigações futuras sobre a relação entre os parâmetros musculares/funcionais e as assimetrias da marcha na população idosa. É necessário mais investigação para compreender o impacto de assimetrias na pressão plantar em patologias específicas. A investigação direcionada a diferentes intervalos de idade, ajudará a investigação dos efeitos do exercício físico em idosos de diferentes faixas etárias. É essencial que estudos realizados por diferentes equipas utilizem protocolos padronizados que permitam comparações dos resultados alcançados. Dito isto, será relevante para a análise da marcha a utilização de uma abordagem padronizada que permita aos investigadores verificar adaptações na função do pé em idosos.

10. Aplicações Práticas

A prescrição de exercício físico (programas de exercício) em idosos, pode reduzir a taxa de quedas. Os benefícios dos programas de exercício são dúbios para outros resultados que não sejam de queda, todavia, podem ter um impacto positivo sobre independência e a manutenção da capacidade física. Os parâmetros da marcha permitem avaliar o estado funcional de idosos e uma deteção precoce permite a implementação de intervenções direcionadas para melhorar a marcha. A avaliação da assimetria na pressão plantar pode melhorar o processo de diagnóstico para determinar a existência de uma patologia do pé. Está estabelecido pela literatura que uma pressão plantar elevada é um fator que contribui para a lesão plantar. As conclusões desta dissertação sugerem uma monitorização contínua dos parâmetros de marcha, a realização de exercício físico pode ter efeitos positivos na assimetria e uma avaliação pode ajudar a identificar indivíduos em situação de risco, nomeadamente, num estado de declínio funcional.

11. Conclusão

Com os dados recolhidos pela plataforma de pressão, foi possível recolher e analisar as diferentes variáveis em cada região do pé. A hipótese deste estudo questionava se o exercício físico promove a simetria entre apoios, os dados analisados demonstram que houve uma redução das assimetrias da primeira para a segunda medição. Ainda assim, verificaram-se algumas assimetrias ao nível do hallux, o que pode significar uma alteração da estabilidade, ou seja, o hallux pode estar a ser utilizado como estabilizador durante a marcha. Nas restantes regiões do pé não houve diferenças significativas. A área do 1.º e 2.º metatarso demonstrou em todas as variáveis ter o valor da média mais alta e a área dos dedos e do mediopé o valor da média mais baixo. A partir dos resultados obtidos neste estudo, podemos observar que o exercício físico realizado de uma forma regular pode estar relacionado com uma marcha mais simétrica nos idosos.

12. Bibliografia

- Ambrose, A. F., Cruz, L., & Paul, G. (2015). Falls and Fractures: A systematic approach to screening and prevention. *Maturitas*, 82(1), 85-93.
- Armstrong, D. G., Peters, E. J. G., Athanasiou, K. A., & Lavery, L. A. (1998). Is there a critical level of plantar foot pressure to identify patients at risk for neuropathic foot ulceration? *J. Foot Ankle Surg.*, 37(4), 303–7.
- Australian Institute for Health and Welfare, Australia's Health. (2016). Available from: <http://aihw.gov.au/WorkArea/DownloadAsset.aspx?id=60129555788>, p. 226.
- Balasubramanian, C. K., Clark, D. J., & Fox, E. J. (2014). Walking adaptability after a stroke and its assessment in clinical settings. *Stroke Research and Treatment*, 1-21.
- Baker, R., Esquenazi, A., Benedetti, M. G., & Desloovere, K. (2016). Gait analysis: clinical facts. *Eur. J. Phys. Rehabil Med.*, 52(4), 560-574.
- Bautmans, I., Jansen, B., Van Keymolen, B., & Mets, T. (2011). Reliability and clinical correlates of 3D-accelerometry based gait analysis outcomes according to age and fall-risk. *Gait Posture*, 33(3), 366–372.
- Bean, J. F., Kiely, D. K., LaRose, S., Goldstein, R., Frontera, W. R., & Leveille, S. G. (2010). Are changes in leg power responsible for clinically meaningful improvements in mobility in older adults? *J. Am. Geriatr. Soc.*, 58(12), 2363–2368.
- Biazus, M., Balbinot, N., & Wiberlinger, L. M. (2010). Assessment of the risk of falls in the elderly. *Rev Bras. Ciênc. aging. Human*, 7 (1), 34-41.
- Birke, J. A., Novick, A., Hawkins, E. S., & Partout, Jr. C. (1991). A review of causes of foot ulceration in patients with diabetes mellitus. *J. Prosthet. Orthot.*, 4(1), 13–22.
- Boulton, A. J. M., Hardisty, C. A., Betts, R. P., Franks, C. I., Worth, R. C., Ward, J. D., & Duckworth, T. (1983). Dynamic Foot Pressure and Other Studies as Diagnostic and Management Aids in Diabetic Neuropathy. *Diabetes Care*, 6(1), 26–33.
- Bridenbaugh, S. A., & Kressig, R. W. (2011). Laboratory review: the role of gait analysis in seniors mobility and fall prevention. *Gerontology*, 57(3), 256-264.
- Bridenbaugh, S. A., & Kressig, R. W. (2014). Quantitative gait disturbances in older adults with cognitive impairments. *Curr. Pharm. Des.*, 20(19), 3165-3172.

- Buldt, A. K., Allan, J. J., Landorf, K.B., & Menz, H. B. (2018). The relationship between foot posture and plantar pressure during walking in adults: A systematic review. *Gait Posture*. 62, 56-67.
- Burnfield, J. M., Cesar, G. M., & Buster, T. W. (2020) Variations in plantar pressure variables across elliptical trainers in older adults. *Clin Biomech*. 80, 105142.
- Bus, S.A. (2012). Priorities in offloading the diabetic foot. *Diabetes/Metab. Res. Rev.*, 28, 54–59.
- Bus, S. A., Haspels, R., & Busch-Westbroek, T. E. (2011). Evaluation and optimization of therapeutic footwear for neuropathic diabetic foot patients using in-shoe plantar pressure analysis. *Diabetes Care*, 34, 1595–1600.
- Bus, S. A., van Deursen, R. W., Armstrong, D. G., Lewis, J. E., Caravaggi, C. F., & Cavanagh, P. R. (2016). Footwear and offloading interventions to prevent and heal foot ulcers and reduce plantar pressure in patients with diabetes: a systematic review. *Diabetes Metab. Res. Ver.*, 1, 99-118.
- Bus, S. A., & Waaijman, R. (2012). The value of reporting pressure-time integral data in addition to peak pressure data in studies on the diabetic foot: a systematic review. *Clin. Biomech.*, 28(2), 117-21.
- Cavanagh, P. R., & Bus, S. A. (2010). Off-loading the diabetic foot for ulcer prevention and healing. *J. Vasc. Surg.*, 52, 375–435.
- Carlet, G. (1872). Sur la locomotion humaine. *Ann. Sci. Naturelles*, 5(1),92.
- Chatwin, K. E., Abbott, C. A., Boulton, A. J. M, Bowling, F. L., & Reeves, N. D (2019). The role of foot pressure measurement in the prediction and prevention of diabetic foot ulceration-A comprehensive review. *Diabetes Metab. Res*. 36(4), 3258.
- Chodzko-Zajko, W. J., Proctor, D. N., Singh, M. A., Minson, C. T., Nigg, C. R., Salem, G. J., & Skinner, J. S. (2009). Exercise and Physical Activity for Older Adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(7), 1510–1530.
- Crockett, K., Ardell, K., Hermanson, M., Penner, A., Lanovaz, J., Farthing, J., & Arnold, C. (2013). The Relationship of Knee-Extensor Strength and Rate of Torque Development to Sit-to-Stand Performance in Older Adults. *Physiother Can*, 65(3), 229–235.

- Cruz-Jimenez, M. (2017). Normal Changes in Gait and Mobility Problems in the Elderly. *Phys. Med. Rehabil. Clin. N.*, 28(4), 713–725.
- De Mello, R. G. B., Schneider, R. H., Collares, F. M., & Dalacorte, R. R. (2010). Vitamin D and fall prevention in the elderly: a systematic review. *Scientia Medica*, 20(2), 200-206.
- Di Fabio, R. P., Kurszewski, W. M., Jorgenson, E. E., & Kunz, R. C. (2004). Footlift asymmetry during obstacle avoidance in high-risk elderly. *J. Am. Geriatr. Soc.*, 52(12), 2088–2093.
- Dipietro, L., Campbell, W. W., Buchner, D. M., Erickson, K. I., Powell, K. E., Bloodgood, B., Hughes, T., Day, K. R., Piercy, K. L., Vaux-Bjerke, A., & Olson, R. D. (2019). Physical Activity, Injurious Falls, and Physical Function in Aging: An Umbrella Review. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 51(6), 1303-1313.
- Doi, T., Shimada, H., Makizako, H., Tsutsumimoto, K., Uemura, K., Anan, Y., & Suzuki, T. (2014). Cognitive function and gait speed under normal and dual-task walking among older adults with mild cognitive impairment. *BMC Neurology*, 14(1).
- Drijkoningen, D., Caeyenberghs, K., Vander, Linden. C., Van, Herpe. K., Duysens, J., & Swinnen, S. P. (2015). Associations between muscle strength asymmetry and impairments in gait and posture in young brain-injured patients. *Journal of Neurotrauma*, 32(17), 1324-1332.
- Ducharme, S. W., Liddy, J. J., Haddad, J. M., Busa, M. A., Claxton, L. J., & Van Emmerik, R. E. A. (2018). Association between stride time fractality and gait adaptability during unperturbed and asymmetric walking. *Human Movement Science*, 58, 248–259.
- Egerton, T., Paterson, K., & Helbostad, J. L. (2017). The Association Between Gait Characteristics and Ambulatory Physical Activity in Older People: A Cross-Sectional and Longitudinal Observational Study Using Generation 100 Data. *J. Aging Phys. Act.*, 25(1), 10–19.
- Edwards, S., Steele, J. R., Cook, J. L., Purdam, C. R., & Mcghee, D. E. (2012). Lower Limb Movement Symmetry Cannot Be Assumed When Investigating the Stop–Jump Landing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(6), 1123–1130.

- Eneas. (2017). Grupo de trabalho para a Estratégia Nacional para o Envelhecimento Ativo e Saudável. Lisboa: Governo de Portugal.
- Fernando, M., Crowther, R., Lazzarini, P., Sangla, K., Cunningham, M., Buttner, P., & Golledge, J. (2013). Biomechanical characteristics of peripheral diabetic neuropathy: A systematic review and meta-analysis of findings from the gait cycle, muscle activity and dynamic barefoot plantar pressure. *Clinical Biomechanics*, 28(8), 831–845.
- Fuggle, N., Shaw, S., Dennison, E., & Cooper, C. (2017). Sarcopenia, *Best Pract. Res. Clin. Rheumatol.*, 31, 218–242.
- Ganz, D. A., Bao, Y., Shekelle, P. G., & Rubenstein, L. Z. (2007). Will my patient fall? *Jama-J. Am. Med. Assoc.*, 297(1), 77-86.
- Giacomozzi, C. (2010). Appropriateness of plantar pressure measurement devices: a comparative technical assessment. *Gait & Posture*, 32(1), 141-144.
- Gillespie, L. D., Robertson, M. C., Gillespie, W. J., Sherrington, C., Gates, S., Clemson, L. M., & Lamb, S. E. (2012). Interventions for preventing falls in older people living in the community. *Cochrane Database Syst. Rev.* (9).
- Gray, M., & Paulson, S. (2014). Developing a measure of muscular power during a functional task for older adults. *BMC Geriatrics*, 14(1).
- Grimmer, M., Riener, R., Walsh, C. J., & Seyfarth, A. (2019). Mobility related physical and functional losses due to aging and disease - a motivation for lower limb exoskeletons. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 16(1).
- Goodpaster, B. H., Park, S. W., Harris, T. B., Kritchevsky, S. B., Nevitt, M., & Schwartz, A. V. (2006). The Loss of Skeletal Muscle Strength, Mass, and Quality in Older Adults: The Health, Aging and Body Composition Study. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 61(10), 1059–1064.
- Guadagnin, E. C., Barbieri, F. A., Simieli, L., & Carpes, F. P. (2019). IS MUSCULAR AND FUNCTIONAL PERFORMANCE RELATED TO GAIT SYMMETRY IN OLDER ADULTS? A SYSTEMATIC REVIEW. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 84, 103899.
- Guadagnin, E. C., Da Rocha, E. S., Mota, C. B., & Carpes, F. P. (2015). Effects of regular exercise and dual tasking on spatial and temporal parameters of obstacle negotiation in elderly women, *Gait & Posture*, 42(3), 251–256.

- Gurney, J. K., Kersting, U. G., & Rosenbaum, D. (2008). Between-day reliability of repeated plantar pressure distribution measurements in a normal population. *Gait & Posture*, 27(4), 706-709.
- Hall, O. C., & Brand, P. W. (1979). The etiology of the neuropathic plantar ulcer. *J. Am. Podiatry Assoc.*, 69, 173–7.
- Helbostad, J. L., Sturnieks, D. L., Menant, J., Delbaere, K., Lord, S. R., & Pijnappels, M. (2010). Consequences of lower extremity and trunk muscle fatigue on balance and functional tasks in older people: A systematic literature review. *BMC Geriatrics*, 10(1).
- Hennig, E. W., Milani, T. L., & Lafortune, M. (1993). Use of ground reaction force parameters in predicting peak tibial accelerations in running', *Journal of Applied Biomechanics*, 9, 306–314.
- Herrensens, N., Verbecque, E., Hallems, A., Vereeck, L., Van Rompaey, V., & Saeys, W. (2018). Do spatiotemporal parameters and gait variability differ across the lifespan of healthy adults? A systematic review. *Gait & Posture*, 64, 181–190.
- Hortobagyi, T., Lesinski, M., Gabler, M., VanSwearingen, J. M., Malatesta, D., & Granacher, U. (2015). Effects of Three Types of Exercise Interventions on Healthy Old Adults' Gait Speed: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med.*, 45(12), 1627-1643.
- Huijben, B., Van Schooten, K. S., Van Dieen, J. H., & Pijnappels, M. (2018). The effect of walking speed on quality of gait in older adults. *Gait Posture*, 65, 112–116.
- Jameson, E. G., Davids, J. R., Anderson, J. P., Davis, R. B., Blackhurst, D. W., & Christopher, L. M. (2008). Dynamic pedobarography for children - Use of the center of pressure progression. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 28(2), 254-258.
- Lang, T., Streeper, T., Cawthon, P., Baldwin, K., Taaffe, D. R., & Harris, T. B. (2010). Sarcopenia: etiology, clinical consequences, intervention, and assessment, *Osteoporos. Int.*, 21, 543–559.

- Laroche, D. P., Cook, S. B., & Mackala, K. (2012). Strength asymmetry increases gait asymmetry and variability in older women. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 44(11), 2172–2181.
- Lewek, M. D., Poole, R., Johnson, J., Halawa, O., & Huang, X. (2010). Arm swing magnitude and asymmetry during gait in the early stages of Parkinson's disease. *Gait Posture*, 31(2), 256–260.
- Lieber, R. L., & Friden, J. (2000). Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve*, 23, 1647–1666.
- Logerstedt, D., Lynch, A., Axe, M., & Snyder-Mackler, L. (2013). Symmetry restoration and functional recovery before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 21, 859–868. 44.
- Kalapotharakos, V. I., Michalopoulos, M., Tokmakidis, S. P., Godolias, G., & Gourgoulis, V. (2005). Effects of a heavy and a moderate resistance training on functional performance in older adults. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(3), 652-657.
- Kowalski, E., Catelli, D. S., & Lamontagne, M. (2019). Side does not matter in healthy young and older individuals - Examining the importance of how we match limbs during gait studies. *Gait Posture*, 67, 133–136.
- Maluf, K. S., & Mueller, M. J. (2002). Comparison of physical activity and cumulative plantar tissue stress among subjects with and without diabetes mellitus and a history of recurrent plantar ulcers. *Clin. Biomech.*, 18(7), 567–75.
- Maki, B. E. (1997). Gait Changes in Older Adults: Predictors of Falls or Indicators of Fear? *Journal of the American Geriatrics Society*, 45(3), 313–320.
- Mann, R., Malisoux, L., Urhausen, A., Meijer, K., & Theisen, D. (2016). Plantar pressure measurements and running-related injury: A systematic review of methods and possible associations. *Gait Posture*. 47, 1-9.
- Marey, M. (1873). De la locomotion terrestre chez les bipedes et les quadrupedes. *J. de l' Anat. et de la Physiol.*, 9(42).

- McClelland, J., Zeni, J., Haley, R. M., & Snyder-Mackler, L. (2012). Functional and biomechanical outcomes in a patient after total knee arthroplasty: Biofeedback for retraining symmetrical movement patterns. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 42, 135–144.
- Melai, T., IJerman, T. H., Schaper, N. C., de Lange, T. L. H., Willems, P. J. B., Meijer, K., & Savelberg, H. H. C. M. (2011). Calculation of plantar pressure time integral, an alternative approach. *Gait & Posture*, 34(3), 379-383.
- Menezes, R. L., & Bachion, M. M. (2008). A study of the presence of intrinsic risk factors for falls in institutionalized elderly. *Cien. Health Colet.* 13(4), 1209-12.
- Mickle, K. J., Munro, B. J., Lord, S. R., Menz, H. B., & Steele, J. R. (2010). Foot pain, plantar pressures, and falls in older people: A prospective study. *J. Am. Geriatr. Soc.*, 58, 1936–1940.
- Mortaza, N., Abu Osman, N. A., & Mehdikhani, N. (2014). Are the spatio-temporal parameters of gait capable of distinguishing a faller from a non-faller elderly? *Eur. J. Phys. Rehabil. Med.*, 50(6), 677-691.
- Moniz-Pereira V., Carnide F., Ramalho F., André H., Machado M., Santos-Rocha R., & Veloso A. P. (2013). Using a multifactorial approach to determine fall risk profiles in portuguese older adults. *Acta Reumatol Port.*, 38(4), 263-72.
- Mullineaux, D. R., Milner, C. E., Davis, I. S., & Hamill, J. (2006). Normalization of ground reaction forces. *Journal of applied biomechanics*, 22(3), 230–233.
- Nakajima, K., Anzai, E., Iwakami, Y., Ino, S., Yamashita, K., & Ohta, Y. (2014). Measuring gait pattern in elderly individuals by using a plantar pressure measurement device. *Technol. Health Care.*, 22(6), 805-815.
- Nigg, B. M., & Herzog, W. (2007). *Biomechanics of the musculo-skeletal system* (3rd ed.). New Jersey: John Wiley & Sons.
- Novel. (2019). *emed Pedography Systems*. In n. gmbh (Ed.). Germany: novel.
- Nunns, M. P. I., Dixon, S. J., Clarke, J. and Carre, M. (2016). Boot-insole effects on comfort and plantar loading at the heel and fifth metatarsal during running and turning in soccer, *Journal of Sports Sciences*, 34, 730–737.

- Organização Mundial de Saúde (OMS). Mundial do Envelhecimento e Saúde. Suíça: WHO publishing. 2015.
- Orlin, M. N., & McPoil, T. G. (2000). Plantar Pressure Assessment. *Physical Therapy*, 80(4), 399-409.
- Patterson, K. K., Gage, W. H., Brooks, D., Black, S. E., & McIlroy, W. E. (2010). Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait & Posture*, 31(2), 241–246.
- Payton, C., Burden, A., & British Association of Sport and Exercise Sciences. (2018). Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise : the British Association of Sport and Exercise Sciences guide (2nd edition. ed.). Routledge, Taylor & Francis Group.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Slack: Thorofare, NJ, USA.
- Perry, M. C., Carville, S. F., Smith, I. C., Rutherford, O. M., & Newham, D. J. (2007). Strength, power output and symmetry of leg muscles: effect of age and history of falling. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 100(5), 553–561.
- Periyasamy, R., Anand, S., & Ammini, A. C. (2012). The effect of aging on the hardness of foot sole skin: a preliminary study. *The Foot.*, 22, 95–9.
- Pordata (base de dados online). Lisboa: PORDATA 2019 (acesso em 19 maio 2021). Disponível em: <https://www.pordata.pt/>.
- Rai, D., & Aggarwal, L. (2006). The study of plantar pressure distribution in normal and pathological foot. *Polish J. Med. Phys. Eng.*, 12, 25–34.
- Ramalho, F., Carnide, F., Santos-Rocha, R., André, H. I., Moniz-Pereira, V., Machado, M. L., & Veloso, A. P. (2017). Community-Based Exercise Intervention for Gait and Functional Fitness Improvement in an Older Population: Study Protocol. *Journal of Aging and Physical Activity*, 25(1), 84-93.
- Ramalho, F., Santos-Rocha, R., Branco, M., Moniz-Pereira, V., André, H. I., Veloso, A., & Carnide, F. (2018). Effect of 6-month community-based exercise interventions on gait and functional fitness of an older population: a quasi-experimental study. *Clinical Interventions in Aging*, 13, 595–606.

- Razak, A. H. A., Zayegh, A., Begg, R. K., & Wahab, Y. (2012). Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review. *Sensors*, 12(7), 9884-9912.
- Rech, A., Radaelli, R., Goltz, F. R., Da Rosa, L. H. T., Schneider, C. D., & Pinto, R. S. (2014). Echo intensity is negatively associated with functional capacity in older Women, 36(5).
- Reis, L. A., Rocha, T. S., & Duarte, S. F. P. (2014). Falls: risk and associated factors in institutionalized elderly, 28(3), 225-234.
- Riskowski, J. L., Hagedorn, T. J., Dufour, A. B., & Hannan, M. T. (2012). Functional foot symmetry and its relation to lower extremity physical performance in older adults: the Framingham Foot Study. *J. Biomech.*, 45(10), 1796–1802.
- Rosenbaum, D., & Becker, H. P. (1997). Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. *Foot and Ankle Surgery*, 3(1), 1-14.
- Sá, A. C. A. M., Bachion, M. M., & Menezes, R. L. (2012) Physical exercise for falls prevention: clinical trial with institutionalized elderly in Goiânia, 17(8), 2117- 2127.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: A review. *Gait Posture*, 12, 34–45.
- Schalow, G. (2005). Symmetry diagnosis and treatment in coordination dynamics therapy, *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 46 (7-8), 421-431.
- Schimidt, H. L., Machado, A. S., Vaz, M. A., & Carpes, F. P. (2014). Isometric muscle force, rate of force development and knee extensor neuromuscular efficiency asymmetries at different age groups., 16(3), 307–315.
- Seidler, R. D., Bernard, J. A., Burutolu, T. B., Fling, B. W., Gordon, M. T., Gwin, J. T., Kwak, Y., & Lipps, D. B. (2010). Motor control and aging: Links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 34(5), 721–733.
- Selva Raj, I., Bird, S. R., & Shield, A. J. (2017). Ultrasound measurements of skeletal muscle architecture are associated with strength and functional capacity in older adults, *Ultrasound Med. Biol.*, 43, 586–594.

- Shumway-Cook, A., Ciol, M. A., Hoffman, J., Dudgeon, B. J., Yorkston, K., & Chan, L. (2009). Falls in the Medicare Population: Incidence, Associated Factors, and Impact on Health Care. *Phys Ther.*, 89(4), 324-332.
- Silva, N. L. D., & Farinatti, P. D. T. V. (2007). Influence of resistance training variables on muscle strength in the elderly: a systematic review with emphasis on dose-response relationships. *Rev. bras. Med. Esporte*, 13(1), 60-6.
- Siqueira, F. V. (2007). Prevalence of falls in the elderly and associated factors. *Public Health*, 4(5), 749-756.
- Tessutti, V., Ribeiro, A. P., Trombini-Souza, F., & Sacco, I. C. N. (2012). Attenuation of foot pressure during running on four different surfaces: asphalt, concrete, rubber, and natural grass, *Journal of Sports Sciences*, 30, 1545–1550.
- Thaler-Kall, K., Peters, A., Thorand, B., Grill, E., Autenrieth, C. S., Horsch, A., & Meisinger, C. (2015). Description of spatio-temporal gait parameters in elderly people and their association with history of falls: results of the population-based cross-sectional study. *BMC Geriatrics*, 15(1).
- Toebes, M. J. P., Hoozemans, M. J. M., Furrer, R., Dekker, J., & Van Dieen, J. H. (2015). Associations between measures of gait stability, leg strength and fear of falling. *Gait Posture.*, 41(1), 76-80.
- Wafai, L., Zayegh, A., Woulfe, J., Aziz, S., & Begg, R. (2015). Identification of Foot Pathologies Based on Plantar Pressure Asymmetry. *Sensors*, 15(8), 20392-220408.
- Wallace, J., White, H., Augsburger, S., Shapiro, R., & Walker, J. (2018). Foot pressure analysis using the emed® in typically developing children and adolescents: A summary of current techniques and typically developing cohort data for comparison with pathology. *The Foot*, 37, 28-37.
- Winter, D. A. (1991). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*; Waterloo Press: Waterloo, ON, Canada.
- Zulkifli, S. S., & Loh, W. P. (2018). A state-of-the-art review of foot pressure. *Foot and Ankle Surgery*.

13. Anexos

Anexo 1: Teste de Normalidade da variável Área Média

Testes de Normalidade			
	Kolmogorov-Smirnov ^a		
	Estatística	gl	Sig.
ÁreaMédia_AllFoot_DRT_Rec1	0,054	51	,200*
ÁreaMédia_AllFoot_DRT_Rec2	0,307	51	0,000
ÁreaMédia_AllFoot_ESQ_Rec1	0,087	51	,200*
ÁreaMédia_AllFoot_ESQ_Rec2	0,308	51	0,000
ÁreaMédia_M01_DRT_Rec1	0,100	51	,200*
ÁreaMédia_M01_DRT_Rec2	0,306	51	0,000
ÁreaMédia_M01_ESQ_Rec1	0,139	51	0,016
ÁreaMédia_M01_ESQ_Rec2	0,306	51	0,000
ÁreaMédia_M02_DRT_Rec1	0,104	51	,200*
ÁreaMédia_M02_DRT_Rec2	0,265	51	0,000
ÁreaMédia_M02_ESQ_Rec1	0,112	51	0,155
ÁreaMédia_M02_ESQ_Rec2	0,263	51	0,000
ÁreaMédia_M03_DRT_Rec1	0,084	51	,200*
ÁreaMédia_M03_DRT_Rec2	0,308	51	0,000
ÁreaMédia_M03_ESQ_Rec1	0,062	51	,200*
ÁreaMédia_M03_ESQ_Rec2	0,308	51	0,000
ÁreaMédia_M04_DRT_Rec1	0,073	51	,200*
ÁreaMédia_M04_DRT_Rec2	0,298	51	0,000
ÁreaMédia_M04_ESQ_Rec1	0,091	51	,200*
ÁreaMédia_M04_ESQ_Rec2	0,283	51	0,000
ÁreaMédia_M05_DRT_Rec1	0,124	51	0,050
ÁreaMédia_M05_DRT_Rec2	0,271	51	0,000
ÁreaMédia_M05_ESQ_Rec1	0,086	51	,200*
ÁreaMédia_M05_ESQ_Rec2	0,278	51	0,000
ÁreaMédia_M06_DRT_Rec1	0,099	51	,200*
ÁreaMédia_M06_DRT_Rec2	0,308	51	0,000
ÁreaMédia_M06_ESQ_Rec1	0,079	51	,200*
ÁreaMédia_M06_ESQ_Rec2	0,308	51	0,000

Anexo 2: Teste de Normalidade da variável Integral Força-Tempo

Testes de Normalidade			
	Kolmogorov-Smirnov^a		
	Estatística	gl	Sig.
Integral_Força-Tempo_AllFoot_DRT_Rec1	0,080	51	,200*
Integral_Força-Tempo_AllFoot_DRT_Rec2	0,311	51	0,000
Integral_Força-Tempo_AllFoot_ESQ_Rec1	0,167	51	0,001
Integral_Força-Tempo_AllFoot_ESQ_Rec2	0,311	51	0,000
Integral_Força-Tempo_M01_DRT_Rec1	0,113	51	0,100
Integral_Força-Tempo_M01_DRT_Rec2	0,308	51	0,000
Integral_Força-Tempo_M01_ESQ_Rec1	0,219	51	0,000
Integral_Força-Tempo_M01_ESQ_Rec2	0,308	51	0,000
Integral_Força-Tempo_M02_DRT_Rec1	0,175	51	0,000
Integral_Força-Tempo_M02_DRT_Rec2	0,252	51	0,000
Integral_Força-Tempo_M02_ESQ_Rec1	0,147	51	0,008
Integral_Força-Tempo_M02_ESQ_Rec2	0,234	51	0,000
Integral_Força-Tempo_M03_DRT_Rec1	0,077	51	,200*
Integral_Força-Tempo_M03_DRT_Rec2	0,306	51	0,000
Integral_Força-Tempo_M03_ESQ_Rec1	0,140	51	0,014
Integral_Força-Tempo_M03_ESQ_Rec2	0,307	51	0,000
Integral_Força-Tempo_M04_DRT_Rec1	0,082	51	,200*
Integral_Força-Tempo_M04_DRT_Rec2	0,278	51	0,000
Integral_Força-Tempo_M04_ESQ_Rec1	0,090	51	,200*
Integral_Força-Tempo_M04_ESQ_Rec2	0,259	51	0,000
Integral_Força-Tempo_M05_DRT_Rec1	0,132	51	0,027
Integral_Força-Tempo_M05_DRT_Rec2	0,243	51	0,000
Integral_Força-Tempo_M05_ESQ_Rec1	0,111	51	0,165
Integral_Força-Tempo_M05_ESQ_Rec2	0,240	51	0,000
Integral_Força-Tempo_M06_DRT_Rec1	0,061	51	,200*
Integral_Força-Tempo_M06_DRT_Rec2	0,301	51	0,000
Integral_Força-Tempo_M06_ESQ_Rec1	0,141	51	0,013
Integral_Força-Tempo_M06_ESQ_Rec2	0,296	51	0,000

Anexo 3: Teste de Normalidade da variável Força Máxima

Testes de Normalidade			
	Kolmogorov-Smirnov^a		
	Estatística	gl	Sig.
Força_Máxima_AllFoot_DRT_Rec1	0,093	51	,200*
Força_Máxima_AllFoot_DRT_Rec2	0,313	51	0,000
Força_Máxima_AllFoot_ESQ_Rec1	0,090	51	,200*
Força_Máxima_AllFoot_ESQ_Rec2	0,315	51	0,000
Força_Máxima_M01_DRT_Rec1	0,080	51	,200*
Força_Máxima_M01_DRT_Rec2	0,310	51	0,000
Força_Máxima_M01_ESQ_Rec1	0,069	51	,200*
Força_Máxima_M01_ESQ_Rec2	0,309	51	0,000
Força_Máxima_M02_DRT_Rec1	0,125	51	0,044
Força_Máxima_M02_DRT_Rec2	0,274	51	0,000
Força_Máxima_M02_ESQ_Rec1	0,098	51	,200*
Força_Máxima_M02_ESQ_Rec2	0,264	51	0,000
Força_Máxima_M03_DRT_Rec1	0,076	51	,200*
Força_Máxima_M03_DRT_Rec2	0,312	51	0,000
Força_Máxima_M03_ESQ_Rec1	0,072	51	,200*
Força_Máxima_M03_ESQ_Rec2	0,311	51	0,000
Força_Máxima_M04_DRT_Rec1	0,079	51	,200*
Força_Máxima_M04_DRT_Rec2	0,278	51	0,000
Força_Máxima_M04_ESQ_Rec1	0,067	51	,200*
Força_Máxima_M04_ESQ_Rec2	0,264	51	0,000
Força_Máxima_M05_DRT_Rec1	0,084	51	,200*
Força_Máxima_M05_DRT_Rec2	0,259	51	0,000
Força_Máxima_M05_ESQ_Rec1	0,078	51	,200*
Força_Máxima_M05_ESQ_Rec2	0,252	51	0,000
Força_Máxima_M06_DRT_Rec1	0,116	51	0,082
Força_Máxima_M06_DRT_Rec2	0,305	51	0,000
Força_Máxima_M06_ESQ_Rec1	0,099	51	,200*
Força_Máxima_M06_ESQ_Rec2	0,298	51	0,000

Anexo 4: Teste de Normalidade da variável Força Média

Testes de Normalidade			
	Kolmogorov-Smirnov^a		
	Estatística	gl	Sig.
ForçaMédia_AllFoot_DRT_Rec1	0,129	51	0,034
ForçaMédia_AllFoot_DRT_Rec2	0,320	51	0,000
ForçaMédia_AllFoot_ESQ_Rec1	0,120	51	0,065
ForçaMédia_AllFoot_ESQ_Rec2	0,315	51	0,000
ForçaMédia_M01_DRT_Rec1	0,072	51	,200*
ForçaMédia_M01_DRT_Rec2	0,307	51	0,000
ForçaMédia_M01_ESQ_Rec1	0,190	51	0,000
ForçaMédia_M01_ESQ_Rec2	0,309	51	0,000
ForçaMédia_M02_DRT_Rec1	0,172	51	0,001
ForçaMédia_M02_DRT_Rec2	0,254	51	0,000
ForçaMédia_M02_ESQ_Rec1	0,143	51	0,011
ForçaMédia_M02_ESQ_Rec2	0,240	51	0,000
ForçaMédia_M03_DRT_Rec1	0,119	51	0,070
ForçaMédia_M03_DRT_Rec2	0,310	51	0,000
ForçaMédia_M03_ESQ_Rec1	0,060	51	,200*
ForçaMédia_M03_ESQ_Rec2	0,310	51	0,000
ForçaMédia_M04_DRT_Rec1	0,059	51	,200*
ForçaMédia_M04_DRT_Rec2	0,273	51	0,000
ForçaMédia_M04_ESQ_Rec1	0,091	51	,200*
ForçaMédia_M04_ESQ_Rec2	0,251	51	0,000
ForçaMédia_M05_DRT_Rec1	0,086	51	,200*
ForçaMédia_M05_DRT_Rec2	0,246	51	0,000
ForçaMédia_M05_ESQ_Rec1	0,113	51	0,109
ForçaMédia_M05_ESQ_Rec2	0,234	51	0,000
ForçaMédia_M06_DRT_Rec1	0,059	51	,200*
ForçaMédia_M06_DRT_Rec2	0,306	51	0,000
ForçaMédia_M06_ESQ_Rec1	0,080	51	,200*

Anexo 5: Teste de Normalidade da variável Média Pressão Máxima

Testes de Normalidade			
	Kolmogorov-Smirnov^a		
	Estatística	gl	Sig.
Média_Pressão_Máxima_AllFoot_DRT_Rec1	0,123	51	0,053
Média_Pressão_Máxima_AllFoot_DRT_Rec2	0,292	51	0,000
Média_Pressão_Máxima_AllFoot_ESQ_Rec1	0,102	51	,200*
Média_Pressão_Máxima_AllFoot_ESQ_Rec2	0,301	51	0,000
Média_Pressão_Máxima_M01_DRT_Rec1	0,140	51	0,015
Média_Pressão_Máxima_M01_DRT_Rec2	0,297	51	0,000
Média_Pressão_Máxima_M01_ESQ_Rec1	0,181	51	0,000
Média_Pressão_Máxima_M01_ESQ_Rec2	0,301	51	0,000
Média_Pressão_Máxima_M02_DRT_Rec1	0,101	51	,200*
Média_Pressão_Máxima_M02_DRT_Rec2	0,291	51	0,000
Média_Pressão_Máxima_M02_ESQ_Rec1	0,094	51	,200*
Média_Pressão_Máxima_M02_ESQ_Rec2	0,278	51	0,000
Média_Pressão_Máxima_M03_DRT_Rec1	0,137	51	0,017
Média_Pressão_Máxima_M03_DRT_Rec2	0,290	51	0,000
Média_Pressão_Máxima_M03_ESQ_Rec1	0,113	51	0,127
Média_Pressão_Máxima_M03_ESQ_Rec2	0,302	51	0,000
Média_Pressão_Máxima_M04_DRT_Rec1	0,123	51	0,051
Média_Pressão_Máxima_M04_DRT_Rec2	0,251	51	0,000
Média_Pressão_Máxima_M04_ESQ_Rec1	0,137	51	0,018
Média_Pressão_Máxima_M04_ESQ_Rec2	0,232	51	0,000
Média_Pressão_Máxima_M05_DRT_Rec1	0,129	51	0,033
Média_Pressão_Máxima_M05_DRT_Rec2	0,260	51	0,000
Média_Pressão_Máxima_M05_ESQ_Rec1	0,129	51	0,034
Média_Pressão_Máxima_M05_ESQ_Rec2	0,264	51	0,000
Média_Pressão_Máxima_M06_DRT_Rec1	0,177	51	0,000
Média_Pressão_Máxima_M06_DRT_Rec2	0,293	51	0,000
Média_Pressão_Máxima_M06_ESQ_Rec1	0,157	51	0,003
Média_Pressão_Máxima_M06_ESQ_Rec2	0,301	51	0,000

Anexo 6: Teste de Normalidade da variável Pico de Pressão

Testes de Normalidade			
	Kolmogorov-Smirnov^a		
	Estatística	gl	Sig.
Pico_de_Pressão_AllFoot_DRT_Rec1	0,071	51	,200*
Pico_de_Pressão_AllFoot_DRT_Rec2	0,291	51	0,000
Pico_de_Pressão_AllFoot_ESQ_Rec1	0,085	51	,200*
Pico_de_Pressão_AllFoot_ESQ_Rec2	0,295	51	0,000
Pico_de_Pressão_M01_DRT_Rec1	0,153	51	0,005
Pico_de_Pressão_M01_DRT_Rec2	0,298	51	0,000
Pico_de_Pressão_M01_ESQ_Rec1	0,165	51	0,001
Pico_de_Pressão_M01_ESQ_Rec2	0,301	51	0,000
Pico_de_Pressão_M02_DRT_Rec1	0,077	51	,200*
Pico_de_Pressão_M02_DRT_Rec2	0,294	51	0,000
Pico_de_Pressão_M02_ESQ_Rec1	0,086	51	,200*
Pico_de_Pressão_M02_ESQ_Rec2	0,288	51	0,000
Pico_de_Pressão_M03_DRT_Rec1	0,105	51	,200*
Pico_de_Pressão_M03_DRT_Rec2	0,286	51	0,000
Pico_de_Pressão_M03_ESQ_Rec1	0,114	51	0,098
Pico_de_Pressão_M03_ESQ_Rec2	0,295	51	0,000
Pico_de_Pressão_M04_DRT_Rec1	0,127	51	0,038
Pico_de_Pressão_M04_DRT_Rec2	0,264	51	0,000
Pico_de_Pressão_M04_ESQ_Rec1	0,121	51	0,058
Pico_de_Pressão_M04_ESQ_Rec2	0,243	51	0,000
Pico_de_Pressão_M05_DRT_Rec1	0,133	51	0,024
Pico_de_Pressão_M05_DRT_Rec2	0,273	51	0,000
Pico_de_Pressão_M05_ESQ_Rec1	0,089	51	,200*
Pico_de_Pressão_M05_ESQ_Rec2	0,276	51	0,000
Pico_de_Pressão_M06_DRT_Rec1	0,143	51	0,011
Pico_de_Pressão_M06_DRT_Rec2	0,287	51	0,000
Pico_de_Pressão_M06_ESQ_Rec1	0,162	51	0,002
Pico_de_Pressão_M06_ESQ_Rec2	0,298	51	0,000

Anexo 7: Teste de Normalidade da variável Integral Pressão-Tempo

Testes de Normalidade			
	Kolmogorov-Smirnov^a		
	Estatística	gl	Sig.
Integral_Pressão-Tempo_AllFoot_DRT_Rec1	0,133	51	0,025
Integral_Pressão-Tempo_AllFoot_DRT_Rec2	0,299	51	0,000
Integral_Pressão-Tempo_AllFoot_ESQ_Rec1	0,073	51	,200*
Integral_Pressão-Tempo_AllFoot_ESQ_Rec2	0,303	51	0,000
Integral_Pressão-Tempo_M01_DRT_Rec1	0,122	51	0,055
Integral_Pressão-Tempo_M01_DRT_Rec2	0,301	51	0,000
Integral_Pressão-Tempo_M01_ESQ_Rec1	0,219	51	0,000
Integral_Pressão-Tempo_M01_ESQ_Rec2	0,302	51	0,000
Integral_Pressão-Tempo_M02_DRT_Rec1	0,128	51	0,036
Integral_Pressão-Tempo_M02_DRT_Rec2	0,285	51	0,000
Integral_Pressão-Tempo_M02_ESQ_Rec1	0,115	51	0,087
Integral_Pressão-Tempo_M02_ESQ_Rec2	0,272	51	0,000
Integral_Pressão-Tempo_M03_DRT_Rec1	0,110	51	0,175
Integral_Pressão-Tempo_M03_DRT_Rec2	0,287	51	0,000
Integral_Pressão-Tempo_M03_ESQ_Rec1	0,120	51	0,065
Integral_Pressão-Tempo_M03_ESQ_Rec2	0,297	51	0,000
Integral_Pressão-Tempo_M04_DRT_Rec1	0,110	51	0,175
Integral_Pressão-Tempo_M04_DRT_Rec2	0,255	51	0,000
Integral_Pressão-Tempo_M04_ESQ_Rec1	0,144	51	0,010
Integral_Pressão-Tempo_M04_ESQ_Rec2	0,229	51	0,000
Integral_Pressão-Tempo_M05_DRT_Rec1	0,152	51	0,005
Integral_Pressão-Tempo_M05_DRT_Rec2	0,259	51	0,000
Integral_Pressão-Tempo_M05_ESQ_Rec1	0,136	51	0,020
Integral_Pressão-Tempo_M05_ESQ_Rec2	0,269	51	0,000
Integral_Pressão-Tempo_M06_DRT_Rec1	0,179	51	0,000
Integral_Pressão-Tempo_M06_DRT_Rec2	0,290	51	0,000
Integral_Pressão-Tempo_M06_ESQ_Rec1	0,132	51	0,027
Integral_Pressão-Tempo_M06_ESQ_Rec2	0,293	51	0,000

Anexo 7: Comparação entre apoios por recolhas na variável Área Média

	ÁreaMédia_AllFoot_ESQ_Rec1 - ÁreaMédi_AllFoot_DRT_Rec1	ÁreaMédia_AllFoot_ESQ_Rec2 - ÁreaMédia_AllFoot_DRT_Rec2
Z	-,769 ^b	-,387 ^c
Significância Sig. (bilateral)	0,442	0,699

- a. Teste de Classificações Assinadas por Wilcoxon
 b. Com base em postos negativos.
 c. Com base em postos positivos.

ÁreaMédia_M01_ESQ_Rec1 - ÁreaMédia_M01_DRT_Rec1	ÁreaMédia_M01_ESQ_Rec2 - ÁreaMédia_M01_DRT_Rec2	ÁreaMédia_M02_ESQ_Rec1 - ÁreaMédia_M02_DRT_Rec1
-,028 ^b	-,114 ^c	-,975 ^c
0,978	0,909	0,330

ÁreaMédia_M02_ESQ_Rec2 - ÁreaMédia_M02_DRT_Rec2	ÁreaMédia_M03_ESQ_Rec1 - ÁreaMédia_M03_DRT_Rec1	ÁreaMédia_M03_ESQ_Rec2 - ÁreaMédia_M03_DRT_Rec2
-,569 ^c	-2,278 ^b	-,387 ^b
0,569	0,023	0,699

ÁreaMédia_M04_ESQ_Rec1 - ÁreaMédia_M04_DRT_Rec1	ÁreaMédia_M04_ESQ_Rec2 - ÁreaMédia_M04_DRT_Rec2	ÁreaMédia_M05_ESQ_Rec1 - ÁreaMédia_M05_DRT_Rec1
-,319 ^c	-1,116 ^c	-1,050 ^b
0,750	0,265	0,294

ÁreaMédia_M05_ESQ_Rec2 - ÁreaMédia_M05_DRT_Rec2	ÁreaMédia_M06_ESQ_Rec1 - ÁreaMédia_M06_DRT_Rec1	ÁreaMédia_M06_ESQ_Rec2 - ÁreaMédia_M06_DRT_Rec2
-1,116 ^b	-,384 ^c	-,137 ^b
0,265	0,701	0,891

Anexo 8: Comparação entre apoios por recolhas na variável Integral Força-Tempo

	Integral_Força-Tempo_AllFoot_ESQ_Rec1 - Integral_Força-Tempo_AllFoot_DRT_Rec1	Integral_Força-Tempo_AllFoot_ESQ_Rec2 - Integral_Força-Tempo_AllFoot_DRT_Rec2
Z	-1,584 ^b	-1,161 ^c
Significância Sig. (bilateral)	0,113	0,246

- a. Teste de Classificações Assinadas por Wilcoxon
 b. Com base em postos positivos.
 c. Com base em postos negativos.

Integral_Força-Tempo_M01_ESQ_Rec1 - Integral_Força-Tempo_M01_DRT_Rec1	Integral_Força-Tempo_M01_ESQ_Rec2 - Integral_Força-Tempo_M01_DRT_Rec2	Integral_Força-Tempo_M02_ESQ_Rec1 - Integral_Força-Tempo_M02_DRT_Rec1
-1,378 ^b	-,683 ^b	-1,959 ^b
0,168	0,495	0,050

Integral_Força-Tempo_M02_ESQ_Rec2 - Integral_Força-Tempo_M02_DRT_Rec2	Integral_Força-Tempos_M03_ESQ_Rec1 - Integral_Força-Tempo_M03_DRT_Rec1	Integral_Força-Tempo_M03_ESQ_Rec2 - Integral_Força-Tempo_M03_DRT_Rec2
-,296 ^c	-1,200 ^c	-1,366 ^c
0,767	0,230	0,172

Integral_Força-Tempo_M04_ESQ_Rec1 - Integral_Força-Tempo_M04_DRT_Rec1	Integral_Força-Tempo_M04_ESQ_Rec2 - Integral_Força-Tempo_M04_DRT_Rec2	Integral_Força-Tempo_M05_ESQ_Rec1 - Integral_Força-Tempo_M05_DRT_Rec1
-,941 ^b	-1,822 ^b	-,534 ^c
0,347	0,068	0,593

Integral_Força-Tempo_M05_ESQ_Rec2 - Integral_Força-Tempo_M05_DRT_Rec2	Integral_Força-Tempo_M06_ESQ_Rec1 - Integral_Força-Tempo_M06_DRT_Rec1	Integral_Força-Tempo_M06_ESQ_Rec2 - Integral_Força-Tempo_M06_DRT_Rec2
-,683 ^c	-1,331 ^b	-,843 ^c
0,495	0,183	0,399

Anexo 9: Comparação entre apoios por recolhas na variável Força Máxima

	Força_Máxima_AllFoot_ESQ_Rec1 - Força_Máxima_AllFoot_DRT_Rec1	Força_Máxima_AllFoot_ESQ_Rec2 - Força_Máxima_AllFoot_DRT_Rec2
Z	-,666 ^b	-,228 ^b
Significância Sig. (bilateral)	0,506	0,820

- Teste de Classificações Assinadas por Wilcoxon
- Com base em postos positivos.
- Com base em postos negativos.
- A soma de postos negativos é igual à soma de postos positivos.

Força_Máxima_M01_ESQ_Rec1 - Força_Máxima_M01_DRT_Rec1	Força_Máxima_M01_ESQ_Rec2 - Força_Máxima_M01_DRT_Rec2	Força_Máxima_M02_ESQ_Rec1 - Força_Máxima_M02_DRT_Rec1
-,890 ^b	-1,731 ^b	-,965 ^b
0,373	0,084	0,334

Força_Máxima_M02_ESQ_Rec2 - Força_Máxima_M02_DRT_Rec2	Força_Máxima_M03_ESQ_Rec1 - Força_Máxima_M03_DRT_Rec1	Força_Máxima_M03_ESQ_Rec2 - Força_Máxima_M03_DRT_Rec2
-,433 ^b	-,422 ^c	-1,116 ^c
0,665	0,673	0,265

Força_Máxima_M04_ESQ_Rec1 - Força_Máxima_M04_DRT_Rec1	Força_Máxima_M04_ESQ_Rec2 - Força_Máxima_M04_DRT_Rec2	Força_Máxima_M05_ESQ_Rec1 - Força_Máxima_M05_DRT_Rec1
-,112 ^b	-1,161 ^b	-,937 ^c
0,910	0,246	0,349

Força_Máxima_M05_ESQ_Rec2 - Força_Máxima_M05_DRT_Rec2	Força_Máxima_M06_ESQ_Rec1 - Força_Máxima_M06_DRT_Rec1	Força_Máxima_M06_ESQ_Rec2 - Força_Máxima_M06_DRT_Rec2
-,934 ^c	-2,381 ^b	,000 ^d
0,350	0,017	1,000

Anexo 10: Comparação entre apoios por recolhas na variável Força Média

	ForçaMédia_AllFoot_ESQ_Rec1 - ForçaMédia_AllFoot_DRT_Rec1	ForçaMédia_AllFoot_ESQ_Rec2 - ForçaMédia_AllFoot_DRT_Rec2
Z	-1,734 ^b	-1,230 ^b
Significância Sig. (bilateral)	0,083	0,219

- Teste de Classificações Assinadas por Wilcoxon
- Com base em postos negativos.
- Com base em postos positivos

ForçaMédia_M01_ESQ_Rec1 - ForçaMédia_M01_DRT_Rec1	ForçaMédia_M01_ESQ_Rec2 - ForçaMédia_M01_DRT_Rec2	ForçaMédia_M02_ESQ_Rec1 - ForçaMédia_M02_DRT_Rec1
-,384 ^c	-,729 ^c	-1,284 ^c
0,701	0,466	0,199

ForçaMédia_M02_ESQ_Rec2 - ForçaMédia_M02_DRT_Rec2	ForçaMédia_M03_ESQ_Rec1 - ForçaMédia_M03_DRT_Rec1	ForçaMédia_M03_ESQ_Rec2 - ForçaMédia_M03_DRT_Rec2
-,319 ^b	-2,128 ^b	-1,344 ^b
0,750	0,033	0,179

ForçaMédia_M04_ESQ_Rec1 - ForçaMédia_M04_DRT_Rec1	ForçaMédia_M04_ESQ_Rec2 - ForçaMédia_M04_DRT_Rec2	ForçaMédia_M05_ESQ_Rec1 - ForçaMédia_M05_DRT_Rec1
-,459 ^c	-1,822 ^c	-,984 ^b
0,646	0,068	0,325

ForçaMédia_M05_ESQ_Rec2 - ForçaMédia_M05_DRT_Rec2	ForçaMédia_M06_ESQ_Rec1 - ForçaMédia_M06_DRT_Rec1	ForçaMédia_M06_ESQ_Rec2 - ForçaMédia_M06_DRT_Rec2
-,729 ^b	-,844 ^c	-,820 ^b
0,466	0,399	0,412

Anexo 11: Comparação entre apoios por recolhas na variável Média Pressão Máxima

	Média_Pressão_Máxima_AllFoot_ESQ_Rec1 -	Média_Pressão_Máxima_AllFoot_ESQ_Rec2 -
	Média_Pressão_Máxima_AllFoot_DRT_Rec1	Média_Pressão_Máxima_AllFoot_DRT_Rec2
Z	-,840 ^b	-,649 ^b
Significância Sig. (bilateral)	0,401	0,516

- a. Teste de Classificações Assinadas por Wilcoxon
b. Com base em postos negativos.
c. Com base em postos positivos.

Média_Pressão_Máxima_M01_ESQ_Rec1 -	Média_Pressão_Máxima_M01_ESQ_Rec2 -	Média_Pressão_Máxima_M02_ESQ_Rec1 -
Média_Pressão_Máxima_M01_DRT_Rec1	Média_Pressão_Máxima_M01_DRT_Rec2	Média_Pressão_Máxima_M02_DRT_Rec1
-,204 ^c	-,239 ^c	-1,587 ^c
0,838	0,811	0,112

Média_Pressão_Máxima_M02_ESQ_Rec2 -	Média_Pressão_Máxima_M03_ESQ_Rec1 -	Média_Pressão_Máxima_M03_ESQ_Rec2 -
Média_Pressão_Máxima_M02_DRT_Rec2	Média_Pressão_Máxima_M03_DRT_Rec1	Média_Pressão_Máxima_M03_DRT_Rec2
-1,162 ^b	-,787 ^b	-1,606 ^b
0,245	0,431	0,108

Média_Pressão_Máxima_M04_ESQ_Rec1 -	Média_Pressão_Máxima_M04_ESQ_Rec2 -	Média_Pressão_Máxima_M05_ESQ_Rec1 -
Média_Pressão_Máxima_M04_DRT_Rec1	Média_Pressão_Máxima_M04_DRT_Rec2	Média_Pressão_Máxima_M05_DRT_Rec1
-,439 ^b	-2,500 ^c	-,850 ^b
0,660	0,012	0,396

Média_Pressão_Máxima_M05_ESQ_Rec2 -	Média_Pressão_Máxima_M06_ESQ_Rec1 -	Média_Pressão_Máxima_M06_ESQ_Rec2 -
Média_Pressão_Máxima_M05_DRT_Rec2	Média_Pressão_Máxima_M06_DRT_Rec1	Média_Pressão_Máxima_M06_DRT_Rec2
-,216 ^b	-,106 ^c	-,541 ^b
0,829	0,915	0,589

Anexo 12: Comparação entre apoios por recolhas na variável Pico de Pressão

	Pico_de_Pressão_AllFoot_ESQ_Rec1 - Pico_de_Pressão_AllFoot_DRT_Rec1	Pico_de_Pressão_AllFoot_ESQ_Rec2 - Pico_de_Pressão_AllFoot_DRT_Rec2
Z	-,080 ^b	-,251 ^c
Significância Sig. (bilateral)	0,936	0,802

- a. Teste de Classificações Assinadas por Wilcoxon
b. Com base em postos positivos.
c. Com base em postos negativos.

Pico_de_Pressão_M01_ESQ_Rec1 - Pico_de_Pressão_M01_DRT_Rec1	Pico_de_Pressão_M01_ESQ_Rec2 - Pico_de_Pressão_M01_DRT_Rec2	Pico_de_Pressão_M02_ESQ_Rec1 - Pico_de_Pressão_M02_DRT_Rec1
-,034 ^c	-,125 ^c	-1,894 ^b
0,973	0,900	0,058

Pico_de_Pressão_M02_ESQ_Rec2 - Pico_de_Pressão_M02_DRT_Rec2	Pico_de_Pressão_M03_ESQ_Rec1 - Pico_de_Pressão_M03_DRT_Rec1	Pico_de_Pressão_M03_ESQ_Rec2 - Pico_de_Pressão_M03_DRT_Rec2
-,901 ^c	-,328 ^b	-1,161 ^c
0,368	0,743	0,245

Pico_de_Pressão_M04_ESQ_Rec1 - Pico_de_Pressão_M04_DRT_Rec1	Pico_de_Pressão_M04_ESQ_Rec2 - Pico_de_Pressão_M04_DRT_Rec2	Pico_de_Pressão_M05_ESQ_Rec1 - Pico_de_Pressão_M05_DRT_Rec1
-,947 ^c	-1,994 ^b	-,591 ^c
0,344	0,046	0,555

Pico_de_Pressão_M05_ESQ_Rec2 - Pico_de_Pressão_M05_DRT_Rec2	Pico_de_Pressão_M06_ESQ_Rec1 - Pico_de_Pressão_M06_DRT_Rec1	Pico_de_Pressão_M06_ESQ_Rec2 - Pico_de_Pressão_M06_DRT_Rec2
-,046 ^c	-1,130 ^b	-,312 ^c
0,964	0,259	0,755

Anexo 13: Comparação entre apoios por recolhas na variável Integral Pressão-Tempo

	Integral_Pressão- Tempo_AllFoot_ESQ_Rec1 - Integral_Pressão- Tempo_AllFoot_DRT_Rec1	Integral_Pressão- Tempo_AllFoot_ESQ_Rec2 - Integral_Pressão- Tempo_AllFoot_DRT_Rec2
Z	-,450 ^b	-,433 ^c
Significância Sig. (bilateral)	0,653	0,665

- a. Teste de Classificações Assinadas por Wilcoxon
b. Com base em postos positivos.
c. Com base em postos negativos.

Integral_Pressão- Tempo_M01_ESQ_Rec1 - Integral_Pressão- Tempo_M01_DRT_Rec1	Integral_Pressão- Tempo_M01_ESQ_Rec2 - Integral_Pressão- Tempo_M01_DRT_Rec2	Integral_Pressão- Tempo_M02_ESQ_Rec1 - Integral_Pressão- Tempo_M02_DRT_Rec1
-,872 ^b	-,273 ^b	-2,137 ^b
0,383	0,785	0,033

Integral_Pressão- Tempo_M02_ESQ_Rec2 - Integral_Pressão- Tempo_M02_DRT_Rec2	Integral_Pressão- Tempo_M03_ESQ_Rec1 - Integral_Pressão- Tempo_M03_DRT_Rec1	Integral_Pressão- Tempo_M03_ESQ_Rec2 - Integral_Pressão- Tempo_M03_DRT_Rec2
-,865 ^c	-,103 ^b	-1,412 ^c
0,387	0,918	0,158

Integral_Pressão- Tempo_M04_ESQ_Rec1 - Integral_Pressão- Tempo_M04_DRT_Rec1	Integral_Pressão- Tempo_M04_ESQ_Rec2 - Integral_Pressão- Tempo_M04_DRT_Rec2	Integral_Pressão- Tempo_M05_ESQ_Rec1 - Integral_Pressão- Tempo_M05_DRT_Rec1
-,141 ^b	-2,437 ^b	-,272 ^c
0,888	0,015	0,786

Integral_Pressão- Tempo_M05_ESQ_Rec2 - Integral_Pressão- Tempo_M05_DRT_Rec2	Integral_Pressão- Tempo_M06_ESQ_Rec1 - Integral_Pressão- Tempo_M06_DRT_Rec1	Integral_Pressão- Tempo_M06_ESQ_Rec2 - Integral_Pressão- Tempo_M06_DRT_Rec2
-,023 ^b	-,759 ^b	-1,298 ^c
0,982	0,448	0,194