

1 2 9 0



UNIVERSIDADE D
COIMBRA

Carlota de Sousa Moura

**AQUISIÇÃO E ANÁLISE DA FORÇA DE
REAÇÃO DO SOLO NA LOCOMOÇÃO
HUMANA NIVELADA E EM ESCADAS COM O
USO DE PALMILHAS SENSORIAIS**

**Dissertação no âmbito do Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica, ramo de
Instrumentação Biomédica orientada pelos Professor Doutor António Paulo Mendes
Breda Dias Coimbra, Professor Doutor João Paulo Morais Ferreira, Professor Doutor
Manuel Marques Crisóstomo e apresentada ao Departamento de Engenharia
Eletrotécnica e de Computadores da Universidade de Coimbra**

julho de 2020

1 2



9 0

FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE
COIMBRA

Carlota de Sousa Moura

**AQUISIÇÃO E ANÁLISE DA FORÇA DE
REAÇÃO DO SOLO NA LOCOMOÇÃO HUMANA
NIVELADA E EM ESCADAS COM O USO DE
PALMILHAS SENSORIAIS**

*Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica na
Especialidade de Instrumentação Biomédica.*

Orientadores:

Professor Doutor António Paulo Mendes Breda Dias Coimbra

Professor Doutor João Paulo Morais Ferreira

Professor Doutor Manuel Marques Crisóstomo

Coimbra, julho, 2020

Este trabalho foi desenvolvido em colaboração com:

Instituto de Sistemas e Robótica da Universidade de Coimbra



Instituto Superior de Engenharia de Coimbra



Agradecimentos

Em primeiro lugar, gostaria de referir que o presente trabalho não seria possível sem algumas pessoas.

Quero começar por fazer um agradecimento aos meus orientadores, Professor Doutor António Coimbra, Professor Doutor João Ferreira e Professor Doutor Manuel Crisóstomo, por todo o tempo despendido e por toda a dedicação e orientação. O conhecimento que me transmitiram foi crucial para o sucesso deste estudo.

Aos meus pais, ao meu irmão e à minha cunhada, quero agradecer por terem, ao longo deste percurso, transformado a distância que nos separava, insignificante, através de todo o seu apoio, carinho e preocupação. Foram e são sem dúvida o meu pilar.

Aos meus avós paternos e maternos foram os meus segundos pais. Apesar de alguns não estarem presentes fisicamente, neste momento, participaram em muitos momentos importantes e deram-me recordações para a vida. À minha avó materna agradeço por ser testemunha de todo o meu percurso.

A toda a minha família que contribuiu para a concretização de todos os meus sonhos e que me apoiou sempre em todos os momentos.

Queria agradecer ainda ao João, por toda a paciência, motivação e pela sua presença em todos os momentos. Aos meus amigos por toda a amizade, apoio e motivação nos momentos difíceis. Em especial, quero agradecer à minha amiga Raquel, foi um elemento essencial durante todo o meu percurso académico, esteve presente em todos os momentos.

Por último, queria agradecer a todos os voluntários que se disponibilizaram para a realização dos testes, familiares, amigos e vizinhos. Um muito obrigado, pois sem a sua colaboração não teria sido possível.

“The important thing is to never stop questioning (or learning).”

Albert Einstein

Resumo

A análise da marcha através da utilização de sensores vestíveis, como as palmilhas, permite ter acesso a informações relevantes para as mais variadas aplicações clínicas, podendo tornar-se numa ferramenta cada vez mais utilizada em áreas como reabilitação ou diagnóstico.

Este trabalho foi desenvolvido com o objetivo de analisar o comportamento da força de reação do solo (FRS), na marcha nivelada e na subida e descida de escadas em pessoas com locomoção saudável e, em simultâneo, a evolução do padrão de marcha num grupo reduzido de doentes propostos para artroscopia do joelho por lesão meniscal. No entanto, devido à pandemia causada pela covid-19, tornou-se impossível realizar a segunda parte do estudo, tendo de ficar para trabalho futuro.

Para a aquisição de dados deste trabalho foram utilizadas umas palmilhas sensoriais que permitem a leitura da pressão exercida pelos pés. Foram feitos testes a 16 indivíduos, com a exceção de um indivíduo do sexo masculino que possui um desequilíbrio constante durante a marcha, todos têm uma locomoção saudável. Os testes foram feitos para 5 situações distintas. É importante referir que, as velocidades de cada um dos testes referidos foram da escolha de cada um dos indivíduos testados.

Desta forma, foi feita uma análise do comportamento, ao nível de diferentes parâmetros temporais (duração média da passada, tempo de apoio, tempo de voo) e da FRS, de todos os indivíduos consoante as suas características, tais como género, idade, peso e altura. Complementarmente, foi também calculada a trajetória do centro de pressão do pé (COP).

Os resultados obtidos mostraram que a idade e o índice de massa corporal (IMC) têm influência no ciclo da marcha e nos parâmetros utilizados no seu estudo demonstrando concordância com os artigos existentes na literatura. Deste modo, foi confirmado que o avanço da idade e os valores de IMC acima do normal, provocam a perda de mobilidade, consequentemente foram mais lentos durante os testes. Se por um lado, os mais velhos possuem valores da FRS inferiores em relação aos mais jovens. Por outro lado, os indivíduos mais pesados possuem valores mais elevados de FRS em relação aos mais leves, para as situações testadas. Relativamente ao indivíduo com o desequilíbrio constante durante a marcha e o indivíduo do sexo feminino grávida de 7 meses não demonstraram diferenças significativas em relação aos outros indivíduos com locomoção saudável. Devido

à situação referida anteriormente, isto é, o aparecimento da covid-19, esta dissertação ficou de certa forma incompleta, uma vez que os indivíduos saudáveis seriam utilizados como termo de comparação para os doentes propostos para artroscopia do joelho por lesão meniscal.

Palavras-chave: Locomoção Humana, Palmilhas Sensoriais, Força de Reação do Solo.

Abstract

Gait analysis using wearable sensors, such as insoles, allows access to relevant information for a wide variety of clinical applications, for this reason, can be an increasingly used tool in areas such as medical rehabilitation and diagnostic.

The main goal of this study is analyze the behavior of the ground reaction force (FRS), in the level gait and ascend and descend stairs in people with healthy gait and simultaneously an evolution of the gait pattern in the reduced group of affected patients proposed for knee arthroscopy due to meniscal injury. However, due to the pandemic caused by covid-19, it became impossible to carry out the second part of the study, having to stay for future work.

For data acquisition were used sensory insoles to measure the pressure exerted by the feet. During this study, 16 subjects except for a male who has a constant imbalance during gait, all have healthy locomotion and were asked to walk in five different situations. It is important to note that, the speed of each of the tests were choose by the subjects.

Gait analysis was done using different time parameters (average duration, support time, flight time) and FRS, for each different situation tested based on the characteristics as gender, age, weight and height. In addition, a foot pressure center (COP) trajectory was also calculated.

The results showed that age and body mass index (BMI) have an influence on the gait cycle and in its temporal parameters, which agree with the articles published in the literature.

In conclusion, with advancing age and BMI values above normal, causes loss of mobility, consequently they were slower during the tests. On one hand, elderly people had lowest FRS values. On the other hand, heavier subjects had higher FRS values compared to lighter ones, for the situations tested. The male subject with constant imbalance during gait and the 7-month pregnant female didn't show significant differences in relation to other subjects with healthy locomotion. Finally, it's important to mention that because of covid-19 this dissertation was somehow incomplete, since healthy individuals would be used as a term of comparison for patients proposed for knee arthroscopy due to meniscal injury.

Keywords Human Locomotion, Sensory Insoles, Ground Reaction Force.

Acrónimos

BMI – *Body Mass Index*

COP – *Center of Pressure*

COM - *Communication Port*

FRS – Força de Reação do Solo

IMC – Índice de Massa Corporal

USB – *Universal Serial Bus*

Lista de Figuras

Figura 2.1 Ossos do pé (Foot Anatomy, 2017).	6
Figura 2.2 Músculos, ligamentos e tendões do pé (Foot Anatomy, 2017).....	7
Figura 2.3 Posições das duas pernas durante um único ciclo de marcha (Whittle, 2007).....	8
Figura 2.4 Ciclo da marcha e as respetivas fases associadas a cada movimento do pé (adaptado de (Webster e Darter, 2019 (imagem de cima); Whittle, 2007 (imagem de baixo)).....	9
Figura 2.5 Ciclo da marcha na subida e descida de escadas (de (Novak <i>et al.</i> , 2010)).....	11
Figura 2.6 Componentes da FRS: medial-lateral (F_x), antero-posterior (F_y), e a vertical (F_z) (adaptado de (Moustakidis, <i>et al.</i> , 2008)).....	12
Figura 2.7 As três componentes da FRS, em newtons, do pé direito (linha sólida) e do pé esquerdo (linha tracejada) durante as fases do ciclo da marcha (adaptado de (Whittle, 2007)).	14
Figura 2.8 FRS durante o ciclo da marcha na caminhada nivelada e na subida e descida de escadas: nas inclinações mínimas, normais e máximas (adaptado de Riener, <i>et al.</i> , 2002).....	16
Figura 2.9 Representação da distribuição da pressão plantar (adaptado de (Ganesan e Ranganathan 2018)).	17
Figura 2.10 Movimento do centro de pressão ao longo da superfície plantar do pé durante a fase de apoio na marcha (adaptado de Watkins e Mathieson 2009 (imagem à esquerda); Whittle 2007 (imagem à direita))	18
Figura 3.1 Componente vertical da FRS durante as fases do ciclo da marcha (adaptado de (Winiarski, e Rutkowska-Kucharska, 2009)).....	22
Figura 3.2 GaitLab e INFINI-T (adaptado de BTS, 2020).....	24
Figura 3.3 Imagens de cima da esquerda para a direita: sapato instrumentado e <i>SmartSocks</i> ; Imagens de baixo da esquerda para a direita: <i>GSensor</i> e <i>FREEMG</i>	25
Figura 3.4 Sistema F-Scan (esquerda), <i>Pedar</i> (direita) e <i>loadsol</i> (em baixo) (adaptado de (FScan,2020 e Novel, 2020)).	27
Figura 3.5 Palmilhas <i>Sport Profiler</i> , o <i>Warm Series</i> e o <i>Podosmart da DigitSole</i> (adaptado de (DigitSole,2020)).....	28
Figura 3.6 Palmilhas Arion (adaptado de (Arion, 2020).....	29
Figura 4.1 <i>Software</i> das palmilhas (à esquerda) e as respetivas palmilhas <i>QGait</i> (à direita).	31
Figura 4.2 Matriz de sensores das palmilhas para o tamanho 48	33
Figura 4.3 <i>Software</i> das palmilhas em funcionamento.....	34
Figura 5.1 Representação da pressão dos sensores ativos durante um teste de marcha normal.....	40
Figura 5.2 Representação da FRS durante um teste de marcha normal.	41
Figura 5.3 Representação da FRS dos passos válidos selecionados.....	42

Figura 5.4 Representação de um dos passos finais selecionados, dos pontos da curva mais próximos dos 100 N (P1, P2, P3 e P4) e dos pontos x_0 e x_f calculados pelo algoritmo.	43
Figura 5.5 Representação de um dos passos selecionados, após a aplicação da equação, em todos os valores da FRS.	44
Figura 6.1 Representação da duração média de uma passada, das forças e dos instantes correspondentes aos picos máximos e mínimo.	48
Figura 6.2 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).	49
Figura 6.3 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).	50
Figura 6.4 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).	52
Figura 6.5 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).	53
Figura 6.6 Forças médias verticais para subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).	56
Figura 6.7 Forças médias verticais para subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).	57
Figura 6.8 FRS média para subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé direito).	58
Figura 6.9 Representação da duração da passada (DP), do tempo de apoio (TA) e do tempo de voo (TV) em segundos em função dos diferentes testes realizados para o grupo 1 e grupo 2, pé esquerdo.	60
Figura 6.10 Representação da duração média da passada (DP), do tempo de apoio (TA) e do tempo de voo (TV) em segundos em função dos diferentes testes realizados para o grupo 1 e grupo 2.	61
Figura 6.11 Representação da duração da passada (DP), do tempo de apoio (TA) e do tempo de voo (TV) em segundos em função dos diferentes testes realizados para o grupo 3 e grupo 4, pé esquerdo.	62
Figura 6.12 Representação da duração da passada (DP), do tempo de apoio (TA) e do tempo de voo (TV) em segundos em função dos diferentes testes realizados para o grupo 3 e grupo 4, pé direito.	63
Figura 6.13 Trajetória do COP, numa passada, durante a marcha normal (pé esquerdo e pé direito).	68
Figura 8.1 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).	84
Figura 8.2 FRS média para subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).	85
Figura 8.3 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).	86

Figura 8.4 FRS média para subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo).	87
Figura 8.5 FRS média para lento e rápido para o pé esquerdo (em cima) e lento e normal para o pé direito (em baixo) em função do tempo e do ciclo de marcha.....	88
Figura 8.6 FRS média para subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima e pé direito em baixo).	89
Figura 8.7 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).	90
Figura 8.8 FRS média para subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima e pé direito em baixo).	91
Figura 8.9 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).	92
Figura 8.10 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).	93
Figura 8.11 FRS média para subida ,em cima, e subida e descida de escadas, em baixo, em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima e pé direito em baixo).	94
Figura 8.12 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).	95
Figura 8.13 FRS média para subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima e pé direito em baixo).	96
Figura 8.14 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).	97
Figura 8.15 FRS média para subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima e pé direito em baixo).	98
Figura 8.16 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).	99
Figura 8.17 FRS média para subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima e pé direito em baixo).	100
Figura 8.18 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).	101
Figura 8.19 FRS média para subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé direito).	102
Figura 8.20 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).	103
Figura 8.21 FRS média subida e subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima e pé direito em baixo).	104
Figura 8.22 FRS média para os dois tipos de marcha: lento e normal em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).	105
Figura 8.23 FRS média subida e subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima e pé direito em baixo).	106

Lista de Tabelas

Tabela 4.1 Dados técnicos das palmilhas	32
Tabela 4.2 Dados dos indivíduos testados.....	36
Tabela 6.1 Dados dos dois grupos divididos pela idade.....	59
Tabela 6.2 Dados dos dois grupos divididos pelo IMC.....	59
Tabela 6.3 Índices de simetria relativamente aos grupos 1, 2, 3 e 4	66
Tabela 8.1 Valores médios dos parâmetros do grupo 1 e os respetivos desvios padrão	79
Tabela 8.2 Valores médios dos parâmetros do grupo 2 e os respetivos desvios padrão	80
Tabela 8.3 Valores médios dos parâmetros do grupo 3 e os respetivos desvios padrão	81
Tabela 8.4 Valores médios dos parâmetros do grupo 4 e os respetivos desvios padrões....	82
Tabela 8.5 Dados dos indivíduos testados.....	83

Índice

Resumo	i
<i>Abstract</i>	iii
Acrónimos	v
Lista de Figuras	vii
Lista de Tabelas	xi
Índice	xiii
1. Introdução.....	1
1.1. Contextualização	1
1.2. Objetivos.....	2
1.3. Estrutura do Documento	3
2. Conceitos Introdutórios	5
2.1. Anatomia do Pé Humano.....	5
2.2. Marcha Humana	7
2.2.1. Ciclo da Marcha Nivelada	7
2.2.2. Ciclo da Marcha a Subir e Descer Escadas	10
2.3. Forças de Reação do Solo.....	11
2.3.1. Ciclo da Marcha Nivelada	11
2.3.2. Ciclo da Marcha a Subir e Descer Escadas	14
2.4. Distribuição da Pressão Plantar	16
2.5. Trajetória do Centro de Pressão do Pé.....	17
3. Revisão da literatura	21
3.1. Parâmetros de Análise de Marcha	21
3.2. Evolução dos Equipamentos de Aquisição e Análise da Marcha.....	23
3.2.1. Sistemas de Sensores Não-Vestíveis	23
3.2.2. Sistemas de Sensores Vestíveis	24
3.2.2.1. Palmilhas Existentes no mercado	25
3.2.2.2. Considerações Finais.....	29
4. Aquisição de Dados	31
4.1. Palmilhas <i>Qgait</i>	31
4.2. <i>Software</i> de Aquisição	33
4.3. Testes	34
4.3.1. Indivíduos Testados	35
4.3.2. Metodologia de Aquisição dos Testes	36
5. Validação dos Dados Obtidos.....	39
5.1. Seleção de Passos	39
6. Resultados e Discussão.....	47
6.1. Gráficos da Força de Reação do Solo.....	47
6.2. Análise dos Resultados e dos Parâmetros Obtidos	58
6.3. Trajetória do Centro de Pressão do Pé.....	67
7. Conclusões e Trabalho futuro.....	69
7.1. Conclusão	69
7.2. Trabalho Futuro	71

Referências Bibliográficas.....	73
8. Anexos.....	79
8.1. Anexo A - Tabelas Dos parâmetros.....	79
8.2. Anexo B - Gráficos obtidos da FRS	83

1. Introdução

Ao longo deste capítulo, encontra-se um resumo e um enquadramento relativamente aos temas mais relevantes que serão abordados durante este trabalho. A primeira secção é, precisamente, a contextualização de todo o estudo desenvolvido, seguem-se os objetivos propostos e por último, encontra-se a descrição da estrutura dos capítulos que o presente documento apresenta.

1.1. Contextualização

O pé é responsável pelo equilíbrio, suporte e absorção das pressões plantares exercidas pelo peso do corpo durante todas as atividades diárias, quer sejam: sentar, caminhar, subir e descer escadas, correr ou praticar qualquer tipo de desporto. Por esta razão e com o objetivo de obter informações específicas sobre a estrutura e função do pé e a análise da marcha de cada indivíduo, já foram desenvolvidos vários estudos para diversas áreas como, por exemplo, no desporto, através da descoberta de padrões de corrida de atletas ou na medicina, quer seja na reabilitação ou no diagnóstico de patologias (Tao *et al.*, 2012; Winiarski e Rutkowska-Kucharska, 2009)

A marcha humana é o nosso método mais básico de locomoção, sendo uma atividade fundamental no nosso quotidiano. A sua análise é um estudo sistemático que envolve a medição, descrição e avaliação dos critérios que a caracterizam. Para além disso, através deste estudo podemos determinar os parâmetros cinéticos e cinemáticos da marcha, identificar as suas várias fases e, ainda, pode ser feita uma avaliação quantitativa das funções musculoesqueléticas, entre outras informações importantes (Tao *et al.*, 2012).

Neste sentido, a observação de alterações nos padrões da marcha humana pode servir de indicador, quer sejam de lesões ao nível dos membros inferiores, ou doenças como: *Parkinson*, esclerose múltipla e hidrocefalia, ou até do aparecimento da própria velhice (Hodgins, 2008). Foram desenvolvidos e publicados vários trabalhos nesta área, com o estudo de um grande leque de parâmetros que incluem: distribuição da pressão plantar, forças de reação do solo (FRS), trajetória do centro de pressão do pé (COP), assimetrias,

entre muitos outros critérios importantes que permitem a caracterização da marcha humana (Winiarski e Rutkowska-Kucharska, 2009).

Sabe-se que a forma de deteção dos padrões de marcha utilizada é, muitas vezes, subjetiva, daí que o uso de palmilhas com os sensores de força tem como propósito aumentar a qualidade, acessibilidade e a precisão no processo de avaliação da marcha, diagnóstico de patologias ou até seguimento da evolução de doentes.

Neste projeto, utilizam-se palmilhas com sensores de pressão para aquisição de dados, com o objetivo de analisar a FRS da marcha nivelada e da subida e descida de escadas de um grupo de pessoas saudáveis e uma pessoa com um desequilíbrio constante durante a marcha. Também era suposto acompanhar e avaliar dois doentes no pré/pós-operatório devido a uma lesão meniscal. Contudo, o segundo objetivo proposto não foi possível cumprir devido ao aparecimento da pandemia.

É importante salientar que sendo este o primeiro projeto com a utilização das palmilhas foi necessário todo um processo de conhecimento ao nível do funcionamento, da aquisição de dados, do *software* e do procedimento que se deveria seguir.

1.2. Objetivos

Este projeto tem por objetivo, primeiramente, analisar a FRS na locomoção humana nivelada e na subida e descida de escadas de um grupo de indivíduos. Paralelamente, estava previsto, realizar o acompanhamento e avaliação do pré/pós-operatório de dois doentes propostos para artroscopia do joelho por lesão meniscal. A aquisição dos dados, para ambas as situações, é realizada através da utilização de umas palmilhas sensoriais. Posteriormente, se possível, avaliar o risco de queda/ qualidade de marcha dos indivíduos operados em relação ao grupo saudável.

Como já foi referido na secção 1.1, a situação pandémica atual, não permitiu cumprir todos os objetivos propostos. Por esta razão, apenas foi possível completar o primeiro objetivo proposto. Para além disso, sendo a primeira vez a utilizar as palmilhas, o processo foi mais demorado tornando os objetivos propostos inicialmente, de certa forma, ambiciosos.

1.3. Estrutura do Documento

De forma a haver uma melhor clareza deste trabalho, é, de seguida, apresentada uma pequena descrição de cada capítulo que constitui esta dissertação, que se encontra organizada de forma sequencial, ou seja, primeiro são as abordagens mais teóricas, seguindo-se a parte prática, os resultados e discussão e por fim, as considerações finais.

No capítulo 1, é feita uma introdução ao tema e são expostos os objetivos a cumprir.

No capítulo 2, são apresentados os conceitos teóricos necessários à compressão deste estudo e no capítulo 3, é feita uma revisão da literatura referente aos parâmetros utilizados na análise da marcha e os dispositivos existentes nesta área, sendo mais detalhado relativamente às palmilhas que existem no mercado.

Relativamente ao capítulo 4, é feita uma descrição do sistema das palmilhas, *software* e *hardware*, a metodologia utilizada nos testes realizados com as mesmas e, ainda, são apresentadas as características dos indivíduos testados.

O capítulo 5, contém todo o algoritmo desenvolvido que permitiu a obtenção dos resultados finais.

Quanto ao capítulo 6, Resultados e Discussão, como o próprio nome indica, corresponde à discussão dos resultados obtidos.

No último capítulo, o 7, são apresentadas as conclusões de todo o trabalho realizado e são propostas algumas sugestões de trabalhos futuros que são consideradas importantes para o desenvolvimento deste tema.

Aquisição e Análise da Força de Reação do Solo na Locomoção Humana Nivelada e em Escadas com o Uso de Palmilhas Sensoriais

2. Conceitos Introdutórios

Neste capítulo são descritos os conceitos essenciais para uma melhor análise e compreensão do trabalho desenvolvido. Assim, primeiramente é feita uma introdução sobre a anatomia e constituição do pé. De seguida, é feita uma referência ao ciclo da marcha, às características da FRS e da trajetória do COP durante a marcha nivelada e a subida e descida de escadas. Procede-se com uma breve descrição da distribuição da pressão plantar durante o deslocamento e também dos parâmetros mais importantes para a realização da análise da locomoção humana com base na componente vertical da FRS.

É importante salientar que os tópicos mencionados ao longo desta secção possuem uma grande abrangência, desta forma, são apenas descritos os temas considerados mais relevantes para o interesse desta dissertação.

2.1. Anatomia do Pé Humano

O pé é considerado uma das estruturas mais complexas do corpo humano, sendo as suas principais funções muito importantes, uma vez que, consistem na manutenção do equilíbrio e no movimento do corpo humano.

No total são 60 ossos que constituem o esqueleto das extremidades inferiores do corpo humano, sendo que cada pé possui 26 ossos e os outros 4 encontram-se entre o tornozelo e o quadril (tíbia, fíbula, patela e fémur) (Chan e Rudins, 1994). O pé pode ser dividido em três secções diferentes: o retropé, médiopé e o antepé, cada uma composta por ossos, músculos, tendões e ligamentos (“Foot.” *BiologyDictionary*, 2017; Quinn, 2019).

Começando pelo retropé (tarso maior), este é composto por dois ossos, um em cima do outro. O tálus, corresponde à parte superior, formando a articulação do tornozelo, que por sua vez está associado à tíbia e à fíbula. Para além disso, está ligado ao calcâneo, parte inferior do retropé, através da articulação subtalar, sendo que esta tem um papel fundamental nos movimentos de pronação e supinação. É importante referir que a superfície inferior do calcâneo é constituída por uma camada de gordura, tecido fibrosos e pele, designamos por calcanhar.

Relativamente ao médiopé (tarso menor) tem início na articulação mediotarsal, possui cinco ossos no total, três cuneiformes (medial, intermédio e lateral), o osso navicular

e o cubóide. Estes encontram-se dispostos em forma de pirâmide com o objetivo de servirem de “amortecedores” dos pés.

Por último, a secção do antepé, tem na sua constituição dezanove ossos: catorze falanges (ossos dos dedos dos pés) e cinco metatarsos (Wilson, 2020; Tao *et al.*, 2012; Whittle, 2007).

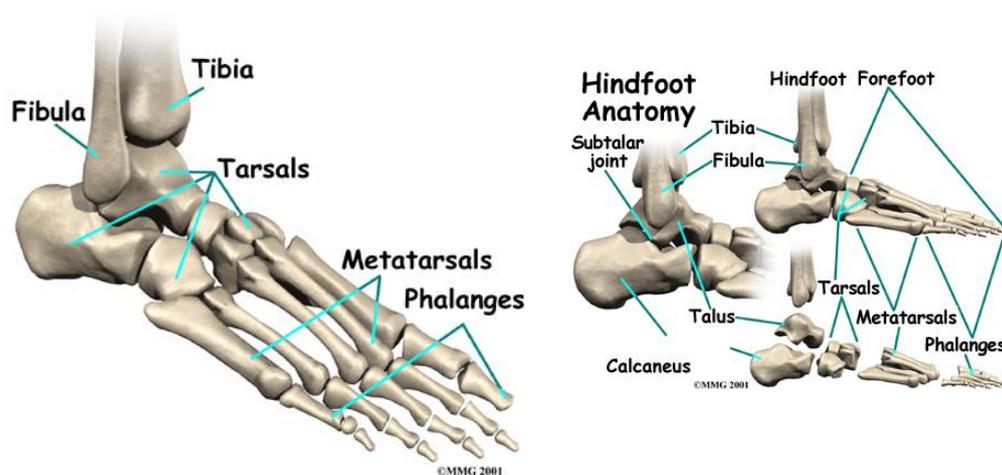


Figura 2.1 Ossos do pé (Foot Anatomy, 2017).

As articulações são zonas de contacto entre dois ossos e são estabilizadas pelos ligamentos. Os ligamentos, são onze, encontram-se em torno do tornozelo, consistem em bandas fibrosas fortes e grossas e o seu papel é ligar osso a osso e mantê-los unidos. Estes são considerados fundamentais na estabilização do tornozelo e na ligação dos vários ossos do retopé e do mediopé. Ademais, funcionam todos juntos de modo a controlarem todos os movimentos no pé e no tornozelo.

Em relação aos músculos, estes encontram-se dispostos em camadas, podem estar ligados a uma ou mais articulações e são responsáveis pelos movimentos nas articulações e pela boa forma do pé. Existem dois tipos de músculos, os intrínsecos e os extrínsecos, sendo a diferença entre ambos a sua origem. Os primeiros, têm origem no próprio pé e os segundos vêm da parte de trás e da frente da perna e ligam-se ao pé. Os músculos têm a particularidade de colaborarem aos pares, isto é, contraem (encurtam) e relaxam (alongam), simultaneamente, possibilitando que os movimentos sejam controlados (Wilson, 2020; Whittle, 2007).

Por último, os tendões são estruturas com grande espessura e têm como principal função a ligação dos músculos ao osso. Por esta razão, são responsáveis por transmitir a força exercida pelo músculo ao osso, tendo como consequência, o movimento das articulações. Para além disso, também contribuem para a estabilidade do pé (Wilson, 2020; Whittle, 2007).

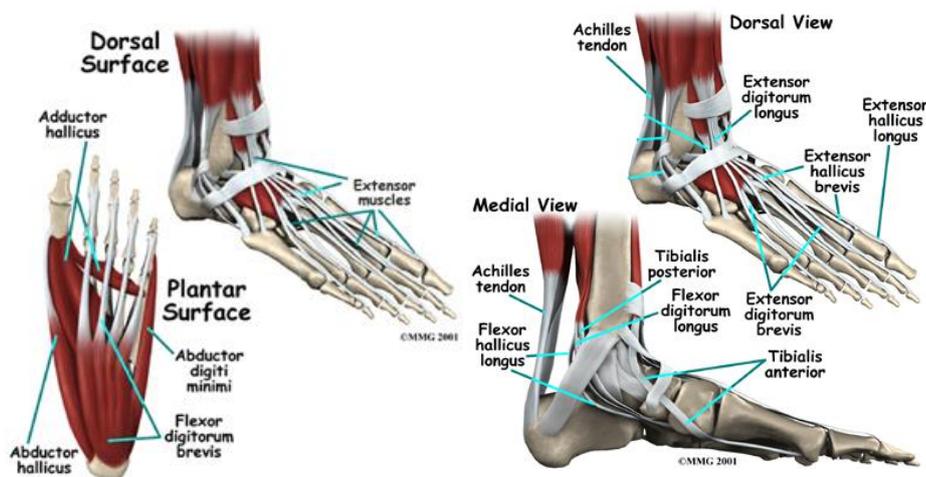


Figura 2.2 Músculos, ligamentos e tendões do pé (Foot Anatomy, 2017).

2.2. Marcha Humana

A marcha humana é considerada uma ação básica e automática para todos os indivíduos saudáveis, no entanto, é o resultado de um padrão complexo e coordenado de sinais nervosos, produzidos por várias redes de neurónios, localizados em diferentes partes do cérebro e na medula espinhal. Os sinais nervosos são enviados aos músculos e, por consequência ocorre o movimento das articulações, dos membros e do restante corpo (Whittle, 2007).

Como resultado da contribuição de todos os envolvidos neste processo, ocorre uma série de movimentos cíclicos altamente coordenados que designamos de ciclo da marcha.

2.2.1. Ciclo da Marcha Nivelada

O ciclo da marcha divide-se em duas fases: a fase de apoio (*stance phase*), em que o pé está em contacto com o solo, correspondendo a, aproximadamente, 60% do ciclo, e a fase

de balanço (*swing phase*) que corresponde aos 40% restantes e por oposição, ocorre quando o pé não está em contacto com o solo. O início do ciclo da marcha é marcado pelo primeiro contacto do calcanhar com o solo, sendo designado por golpe do calcanhar (*heel strike*). A fase que se segue é a de apoio, a conclusão da mesma coincide com o princípio da fase de balanço e corresponde ao levantamento do pé da superfície. Para finalizar o atual ciclo da marcha, o mesmo pé faz o contacto inicial com o solo, dando, assim, por terminada a fase de balanço e é assinalado o início do próximo ciclo (Webster e Darter, 2019).

A figura 2.3 ilustra as etapas de um ciclo de marcha que representa uma passada.

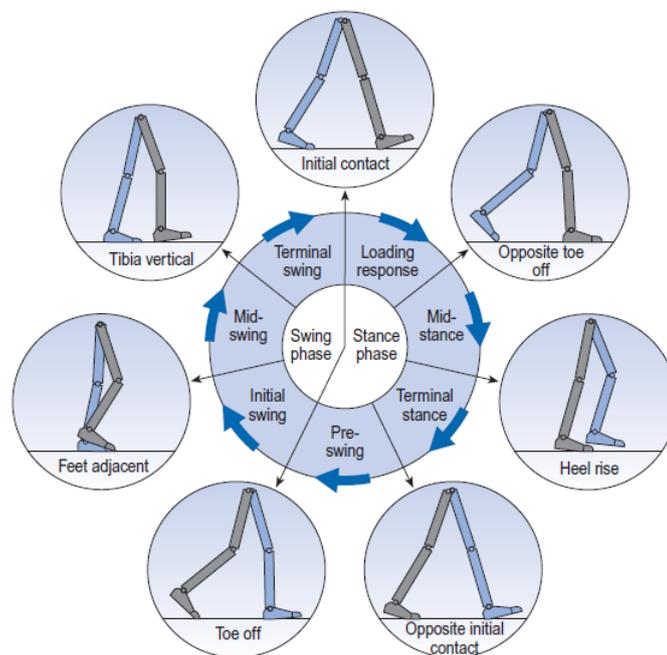


Figura 2.3 Posições das duas pernas durante um único ciclo de marcha (Whittle, 2007).

Como já foi descrito acima, o primeiro contacto do calcanhar com o solo marca o início do ciclo da marcha e da fase de apoio. Durante resposta de carga (*loading response*), há absorção do impacto do choque inicial e transferência do peso corporal para o pé de apoio, paralelamente, surge o primeiro apoio duplo, isto é, ambos os pés se encontram em contacto com a superfície.

A seguir, vem o apoio médio (*mid-stance*), o pé contralateral sai do solo, dando início ao apoio único (*single limb support*), conseqüentemente, apenas um pé está em contacto com

a superfície de apoio, o peso do corpo move-se para a frente e os calcanhares ficam alinhados.

O apoio terminal (*terminal stance*) decorre com o levantamento do calcanhar do pé de apoio e ao mesmo tempo o pé contralateral entra em contacto com o chão, dando continuidade ao apoio num único membro. Ainda neste período, o corpo continua a mover-se para a frente, até à fase seguinte, o pré-balanço (*pre-swing*).

Ao longo do pré-balanço, considerada a fase final do apoio, acontece o segundo apoio duplo e verificam-se o toque inicial do pé contralateral com o solo e o levantamento do pé de apoio (*toe-off*) que permite o avanço para a fase de balanço (*swing phase*).

A fase de balanço é composta por três balanços: o inicial (*initial swing*), o intermédio (*mid-swing*) e o final (*terminal swing*). O balanço inicial, tem início no levantamento do pé do chão e dura até ao alinhamento do pé de apoio com o tornozelo contralateral. Em relação ao balanço intermédio, dá continuação ao avanço do corpo que começou no balanço inicial. Finalmente, o balanço final, representa o fim da fase de balanço e o do ciclo da marcha, o corpo dá por terminado o seu avanço, desacelera e prepara o contacto com a superfície (Webster e Darter, 2019; Chaitow e DeLany, 2011).

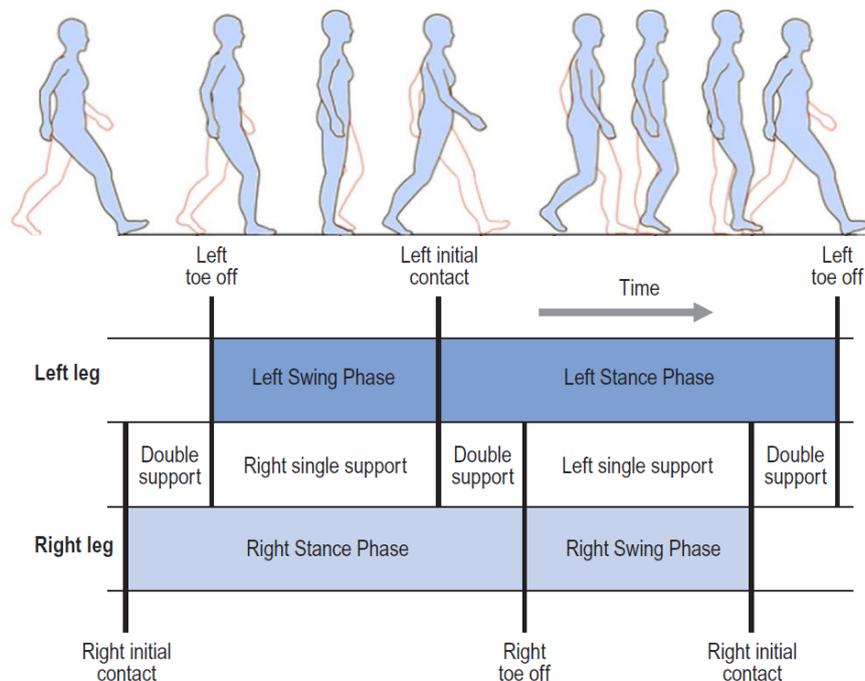


Figura 2.4 Ciclo da marcha e as respetivas fases associadas a cada movimento do pé (adaptado de (Webster e Darter, 2019 (imagem de cima); Whittle, 2007 (imagem de baixo))).

2.2.2. Ciclo da Marcha a Subir e Descer Escadas

O foco de muitos estudos biomecânicos, nos últimos tempos, tem-se centrado não só no ciclo de marcha nivelado acima descrito, mas também no ciclo de marcha num plano não-nivelado, isto é, na subida e descida de escadas. Ambos são semelhantes, uma vez que, o ciclo de marcha na presença de degraus também é composto pelas fases de apoio e balanço. Sabe-se que, a subida e descida de escadas, exige um certo nível de estabilidade, dado que acontece uma queda controlada durante a transferência do peso corporal de um membro para o outro.

Na subida de escadas, a fase de apoio, subdivide-se em 3 etapas: a aceitação do peso corporal (*weight acceptance*), a ascensão (*pull up*) e a continuação para a frente (*forward continuance*), em relação à fase de balanço é composta apenas pelo afastamento do pé (*foot clearance*) e pelo posicionamento do pé (*foot placement*).

Na primeira etapa, a aceitação do peso corporal (*weight acceptance*), a parte da frente (antepé) do pé mais avançado entra em contacto com o primeiro degrau da escada. De seguida, vem a ascensão, onde o pé já está totalmente apoiado no degrau, por conseguinte, o peso do corpo encontra-se todo apoiado neste membro e o outro membro dirige-se para o degrau seguinte. A última etapa da fase de apoio, corresponde à finalização da subida de um degrau, onde o outro membro já se encontra no próximo degrau para dar continuidade ao ciclo. Segue-se a fase de balanço, em que o pé inicialmente apoiado transforma-se no pé de balanço, avançando, assim, para o degrau seguinte. O posicionamento do pé, corresponde ao último passo do ciclo e da fase de balanço, o pé oscilante apoia-se no próximo degrau e prepara-se para suportar o peso corporal, de modo que o movimento prossiga. Estas fases repetem-se até ser alcançado o último degrau da escada.

Na descida de escadas, existem as mesmas fases que na subida, ou seja, a de apoio e de balanço, sendo que a de apoio tem, igualmente, três etapas: a aceitação do peso corporal (*weight acceptance*), a continuação para a frente (*forward continuance*) e a redução controlada (*controlled lowering*), a de balanço é constituída pela tração da perna (*leg pull through*) e pelo posicionamento do pé (*foot placement*).

Na fase de apoio, a aceitação corporal, é exatamente igual à da subida de escadas, ocorrendo o apoio de um pé no primeiro degrau da escada. No passo seguinte, a continuação para a frente, um dos pés encontra-se apoiado no degrau, suportando todo o peso do corpo e

o outro pé está em movimento para o degrau inferior. A redução controlada, marca o final da fase de apoio, logo o pé que estava em movimento alcança o degrau inferior, dividindo o peso corporal por ambos os membros. A fase de balanço começa quando o pé que não está apoiado inicia o deslocamento para o outro degrau, finalizando esta fase e o ciclo com o posicionamento do mesmo no degrau seguinte.

É importante referir que tanto na subida como na descida de escadas, na altura de transição da fase de apoio para a de balanço ocorre sempre apoio duplo (Karekla e Tyler, 2018; Novak *et al.*, 2010).

A figura seguinte representa os ciclos da subida e descida de escadas descritos acima.

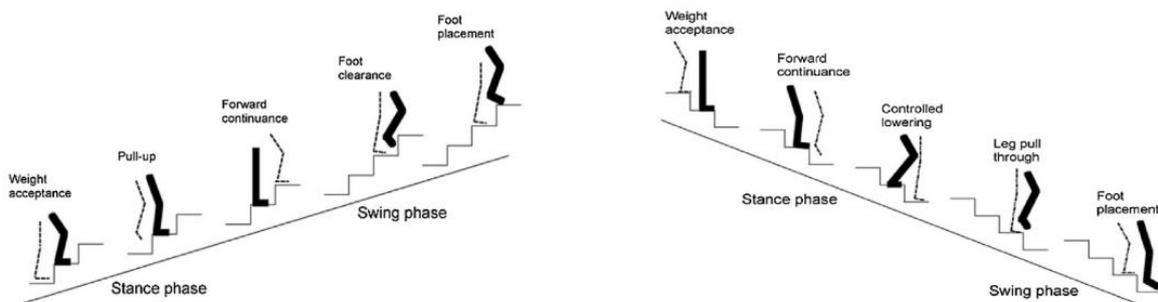


Figura 2.5 Ciclo da marcha na subida e descida de escadas (de (Novak *et al.*, 2010)).

2.3. Forças de Reação do Solo

As forças de reação do solo (FRS) foram e continuam a ser utilizadas em vários estudos biomecânicos que têm como objetivo analisar a marcha humana normal e a patológica e as suas divergências. As FRS são as forças que atuam sobre o pé pelo solo, como consequência do apoio deste no chão durante a marcha. Em relação, às forças exercidas pelo pé no chão, sabe-se que têm sentidos opostos às FRS, mas igual módulo.

2.3.1. Ciclo da Marcha Nivelada

Durante o ciclo da marcha nivelada é possível analisar as três componentes diferentes da FRS: a vertical, a anterior-posterior e a medial-lateral.

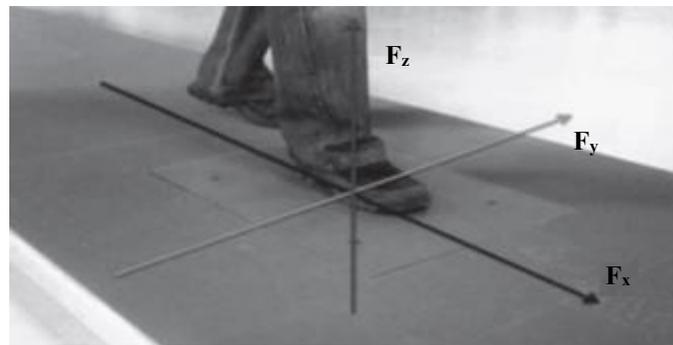


Figura 2.6 Componentes da FRS: medial-lateral (F_x), antero-posterior (F_y), e a vertical (F_z) (adaptado de (Moustakidis, *et al.*, 2008)).

Durante o ciclo da marcha, a FRS vertical sofre oscilações em torno do peso corporal, pois se por um lado, sabe-se que quando o corpo está em pé parado, o peso do corpo humano será igual à FRS. Por outro lado, quando da marcha, o centro de massa encontra-se em movimento e sob alguma aceleração ou desaceleração, logo a força de inércia produzida, dependendo da sua direção, deve ser adicionada ou subtraída do peso corporal. Dado que, a aceleração vertical, varia até 20% da aceleração gravítica, tanto para cima como para baixo, pode-se concluir que a FRS vertical será de $100\% \pm 20\%$ do peso do corpo (Marasovic *et al.*, 2009).

A componente vertical da FRS exercida em cada pé é caracterizada por uma curva com dois picos suaves, sendo designada várias vezes por “curva M”, pois a sua forma assemelha-se a essa letra. A ascensão e a queda do primeiro pico coincidem com o intervalo que dura desde o primeiro toque do calcanhar no solo (*heel strike*) até ao levantamento do calcanhar do pé de apoio (*heel off*). Quanto ao segundo pico a sua subida e descida equivale ao intervalo onde ocorre o toque inicial do pé contralateral com o solo e o levantamento do pé de apoio (*toe-off*).

Em relação, à componente antero-posterior da FRS, tal como a vertical, também apresenta dois picos suaves com a diferença que o primeiro é negativo, correspondendo à força de travagem e o outro é positivo, caracterizando a propulsão.

Durante o golpe do calcanhar (*heel strike*) e no levantamento do pé de apoio (*toe-off*) a força é nula. No primeiro apoio duplo uma força direcionada para a frente é produzida, que se dá o nome de *clawback*, que por sua vez corresponde ao “empurrão” do pé oscilante de

volta para o solo. Após o “empurrão” inicial, o calcanhar toca no chão e conseqüentemente o corpo desacelera, como consequência o solo produz uma força de travagem que consiste na componente posterior da FRS, dando origem ao primeiro pico, designado por pico posterior. A seguir, durante a fase de apoio simples, o peso do corpo move-se para a frente, levando a força a aproximar-se do zero. O pico posterior (segundo pico da curva) representa o levantamento do calcanhar do pé de apoio e a entrada do pé contralateral em contacto com o chão, produzindo, assim, a componente anterior da FRS, esta é responsável pela continuação do movimento do corpo para a frente. Por fim, após o pico anterior, a força anterior vai reduzir até ficar nula, uma vez que, é transferida para o pé da frente.

Relativamente à componente medio-lateral é considerada a mais variável das três componentes e pode ser afetada pelo calçado utilizado. Esta componente divide-se essencialmente por dois momentos distintos: o golpe do calcanhar e após o apoio inicial. Durante o golpe do calcanhar, ocorre um impulso lateral ao longo do apoio. Depois do apoio inicial as forças avançam na direção medial consoante o movimento do corpo sobre o pé de apoio (Marasovic *et al.*, 2009; Richards *et al.*, 2013).

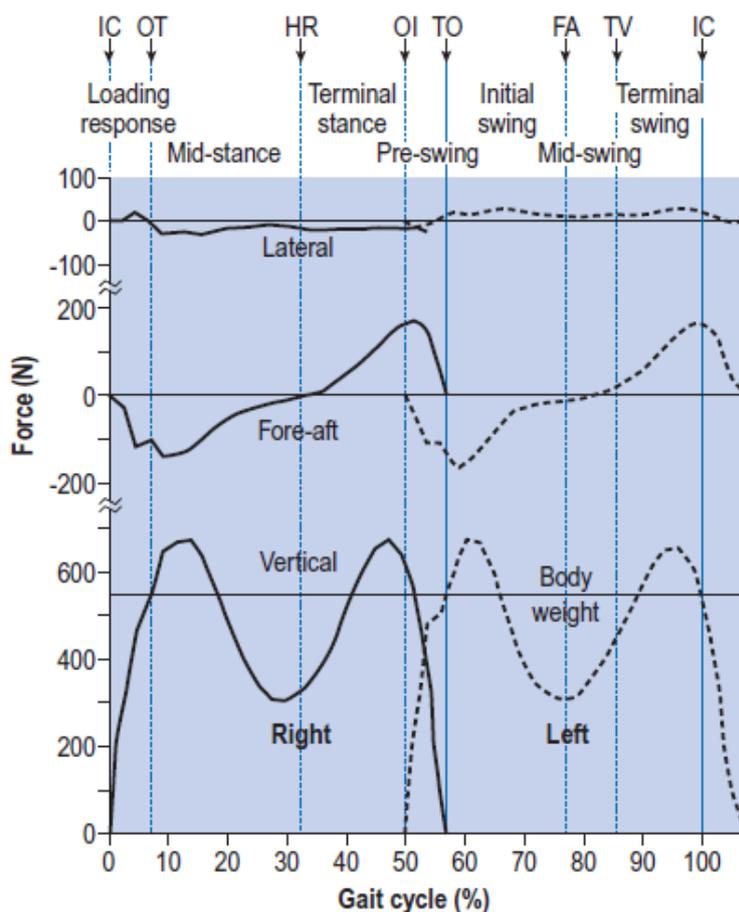


Figura 2.7 As três componentes da FRS, em newtons, do pé direito (linha sólida) e do pé esquerdo (linha tracejada) durante as fases do ciclo da marcha (adaptado de (Whittle, 2007)).

2.3.2. Ciclo da Marcha a Subir e Descer Escadas

A subida e descida de escadas para indivíduos saudáveis é uma atividade que não implica grandes esforços, porém, o mesmo não acontece na vida diária de pessoas com funções motoras reduzidas, quer sejam idosos, obesos, indivíduos afetados por doenças musculares, articulares ou com próteses. Para estes, em particular, as escadas são consideradas um obstáculo e a sua subida ou descida é considerada uma tarefa exigente de realizar. São alguns os estudos realizados nesta vertente da locomoção humana e sabe-se que o padrão da FRS durante a subida e descida de escadas, independentemente da sua

inclinação, mantém-se relativamente à marcha nivelada, exceto pequenas diferenças ao nível da magnitude das forças (Riener *et al.*, 2002).

Deste modo, as curvas típicas para as três componentes da FRS (vertical, antero-posterior, mediolateral) na subida e descida de escadas são semelhantes às observadas no ciclo da marcha nivelada. Assim, na componente vertical é mantida a curva no formato “M”, com a diferença que na subida das escadas, o primeiro máximo, diminui ligeiramente e o segundo, que diz respeito à ascensão, sofre um aumento. Quanto à descida das escadas, nesta componente, ocorre exatamente o contrário, ou seja, o primeiro máximo, que consiste na fase da resposta de carga, sofre um aumento e o segundo, diminui. Em relação, às componentes antero-posterior, as curvas na subida e na descida de escadas também são semelhantes às da marcha nivelada apesar dos valores das forças serem baixos. Por fim, a componente medio-lateral, na subida de escadas a magnitude das forças é aproximadamente igual à caminhada nivelada, todavia, não vai até valores negativos no momento do apoio do calcanhar, sendo que isto também se verifica na descida de escadas. No entanto, na descida de escadas, o primeiro pico e o segundo apresentam valores superiores de força aos verificados na caminhada nivelada. Na figura 2.8, é possível observar as três componentes da FRS nas três situações possíveis, isto é, na marcha nivelada, na subida e na descida de escadas (Riener *et al.*, 2002; Stacoff *et al.*, 2005).

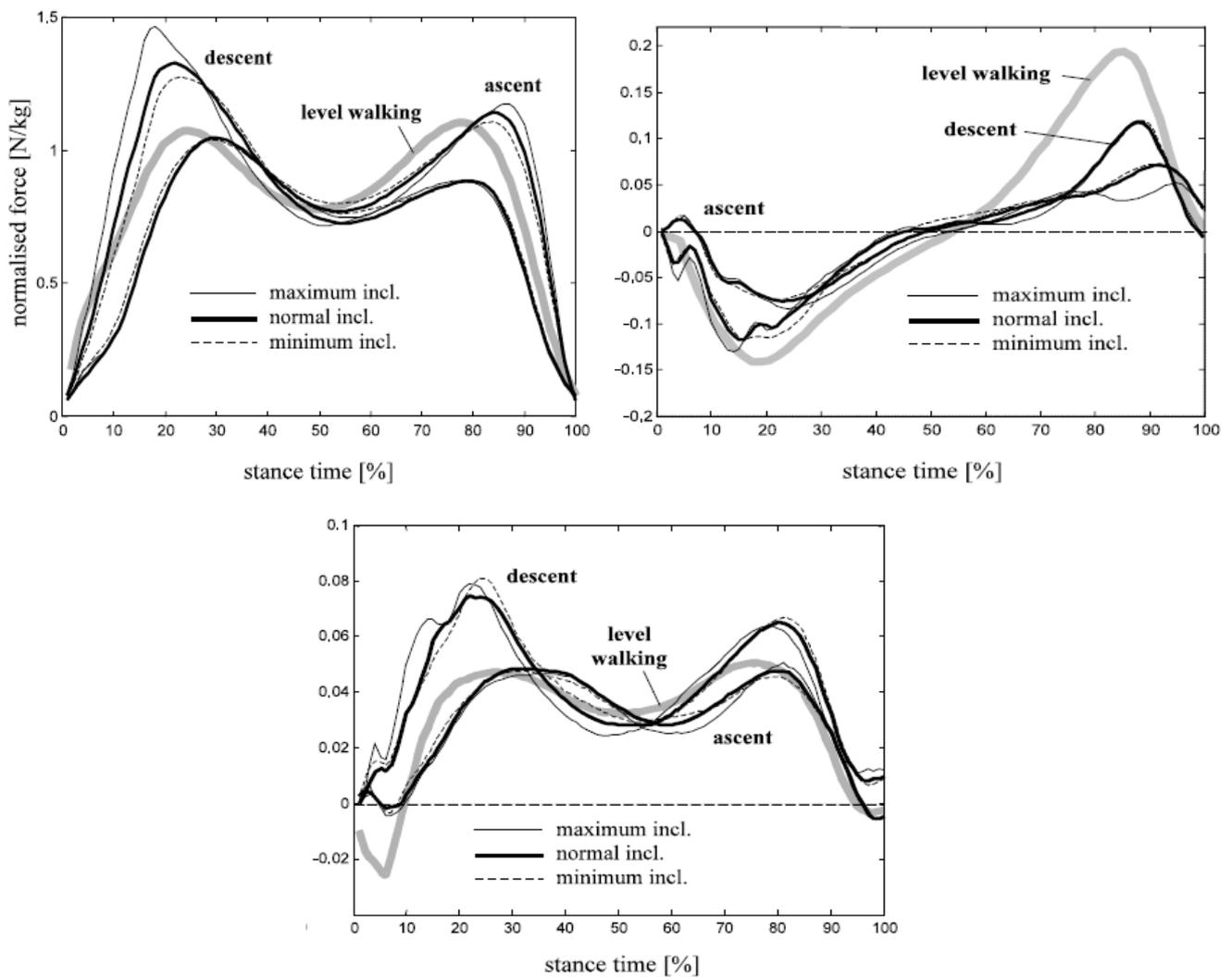


Figura 2.8 FRS durante o ciclo da marcha na caminhada nivelada e na subida e descida de escadas: nas inclinações mínimas, normais e máximas (adaptado de Riener, *et al.*, 2002).

2.4. Distribuição da Pressão Plantar

O pé encontra-se em constante contacto com a superfície externa, garantindo equilíbrio, suporte, e estabilidade durante a marcha (Pinto *et al.*, 2017). A pressão exercida pelo solo produz impactos que são absorvidos pelo pé mas é importante referir que perante uma distribuição anormal da pressão plantar, os locais que possuem os picos de pressão, não são necessariamente as zonas onde o doente sente dor, pois este pode ter alterado o seu padrão de marcha com o objetivo de se proteger da mesma ou pode até mesmo estar

relacionado com um problema funcional. Deste modo, as altas pressões que os pés estão sujeitos podem ser de origem anatômica, funcional ou uma combinação das duas (Abboud *et al.*, 2000).

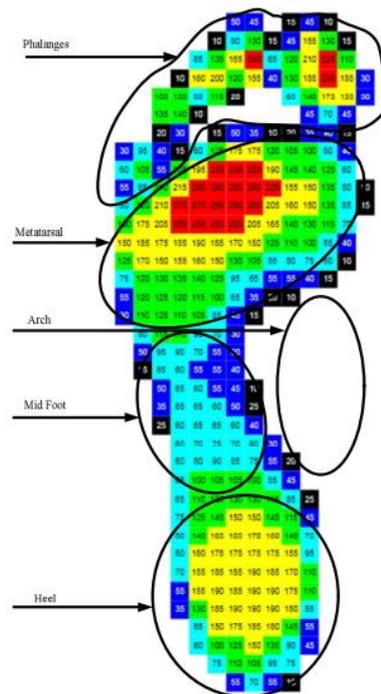


Figura 2.9 Representação da distribuição da pressão plantar (adaptado de (Ganesan e Ranganathan 2018)).

São várias as razões que fazem com que a quantificação e análise da distribuição da pressão ao longo da sola do pé seja importante, uma vez que esta pode ser utilizada para várias finalidades, nomeadamente, numa melhor compreensão da estrutura e função do pé, no diagnóstico de várias patologias, na escolha do tratamento mais adequado perante diferentes possibilidades, o possível prognóstico do resultado do tratamento e constante avaliação da evolução do mesmo, para além disso, existe, ainda, o acesso a informação específica da área da região de contacto do pé (Rosenbaum *et al.*, 1997; Robles *et al.*, 2019).

2.5. Trajetória do Centro de Pressão do Pé

O centro de pressão (COP- *center of pressure*) é considerado o ponto de localização do vetor da FRS vertical e a sua posição instantânea, ao longo do ciclo da marcha, é calculado

através da média ponderada dos valores de pressão exercidos sobre a superfície em contacto com o solo (Jamshidi *et al.*, 2010; Chesnin *et al.*, 2000).

Sabe-se que, o COP é o centro de todas as forças externas que atuam na superfície plantar do pé, pelo que o estudo do seu movimento ao longo do ciclo da marcha, é considerado um parâmetro importante na diferenciação da marcha normal em relação à patológica. Para além disso, permite saber informações: da posição; da função; do movimento; da postura; do equilíbrio; e até de anomalias nos pés (Segel e Crawford, 2014).

A trajetória do COP que pode ser observada na figura 2.10, representa a fase de apoio do ciclo da marcha, considerando onde se encontram todos os pontos de pressão de contacto e os seus valores.

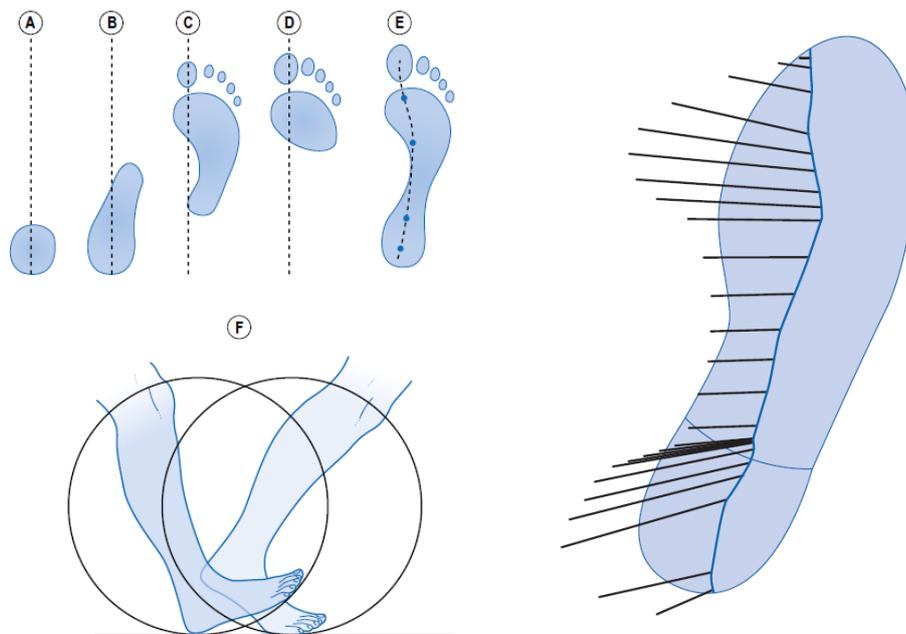


Figura 2.10 Movimento do centro de pressão ao longo da superfície plantar do pé durante a fase de apoio na marcha (adaptado de Watkins e Mathieson 2009 (imagem à esquerda); Whittle 2007 (imagem à direita))

O movimento do COP tem início no retropé, seguindo pelo mediopé e finalizando no antepé. Observando a figura 2.10, acima apresentada, é possível acompanhar a trajetória do COP (Letra E), ao longo das várias etapas da fase de apoio do ciclo de marcha (Letra F). A primeira etapa da fase de apoio é o contacto do calcanhar com o solo, onde o COP situa-se no retropé (Letra A), prossegue-se a resposta à carga, durante a qual o COP movimenta-se

no retropé em direção ao médiopé (Letra B). Posteriormente, ocorre o levantamento do calcanhar do pé de apoio (Letra C), o COP já se encontra no antepé a caminho dos dedos dos pés, que corresponde à meta final do seu movimento. Na fase final de apoio, há duplo apoio (Letra D) e por fim o pé de apoio deixa de estar em contacto com o chão (Whittle, 2007).

3. Revisão da literatura

Neste capítulo foi feita uma pesquisa sobre alguns critérios que permitem analisar a marcha humana e também sobre os dispositivos possibilitam a aquisição de dados da mesma, entre outras atividades do cotidiano, quer seja caminhar, correr, subir e descer escadas.

3.1. Parâmetros de Análise de Marcha

As razões que levam à constante pesquisa e estudo da locomoção humana consistem na necessidade de auxiliar, com o menor grau de erro possível, os tratamentos a doentes com patologias que afetam essa atividade e também a melhor compreensão da marcha através de estudos biomecânicos (Whittle, 2007).

No que diz respeito, aos parâmetros de interesse da marcha humana, estes dependem do foco do estudo em questão, uma vez que esta atividade envolve vários intervenientes por parte dos membros inferiores.

Dado que, são inúmeras as doenças que afetam os membros inferiores, o estudo de vários parâmetros, em termos clínicos, pode dar acesso a informações importantes que permitem distinguir e comparar a marcha saudável com a patológica (Muro-de-la-Herran *et al.*, 2014).

No caso deste projeto, baseia-se no estudo da componente vertical da FRS e da trajetória do COP, logo, faz sentido que os parâmetros propostos sejam relacionados com as mesmas (Winiarski e Rutkowska-Kucharska, 2009). Relativamente à FRS e aos parâmetros temporais, os valores mais relevantes são:

- 1º Pico máximo (F1);
- Pico mínimo (F2);
- 2º Pico máximo (F3);
- Tempo de apoio (tempo desde o momento em que o calcanhar toca o chão até os dedos serem levantados, por cada pé);
- Tempo de Voo;
- Duração da passada.

É importante salientar que, a figura 3.1 abaixo apresentada, apenas representa a marcha a uma velocidade normal, uma vez que para caminhadas com velocidades maiores

ou menores a curva comporta-se, ligeiramente, de maneira diferente. Quanto menor a velocidade, os picos sofrem um achatamento, desvanecendo o vale que existe entre os dois, enquanto que se a velocidade for cada vez maior, é precisamente o contrário que acontece, isto é, o vale no meio dos dois picos da curva fica cada vez mais acentuado.

Quanto ao COP, a sua velocidade e o deslocamento ao longo do ciclo da marcha, tanto no plano horizontal como da subida e descida de escadas, são os valores mais relevantes (Winiarski, e Rutkowska-Kucharska, 2009).

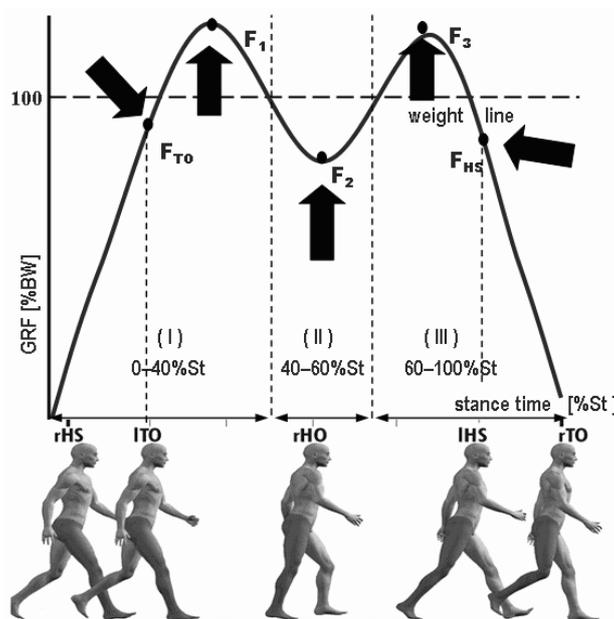


Figura 3.1 Componente vertical da FRS durante as fases do ciclo da marcha (adaptado de (Winiarski, e Rutkowska-Kucharska, 2009)).

Por último, outros parâmetros que podem ser pertinentes neste estudo da marcha são:

- Cadência (passos/minuto);
- Velocidade (frequência x comprimento do passo);
- Comprimento do passo curto (distância linear entre duas colocações sucessivas do mesmo pé);
- Comprimento do ciclo da marcha (Winiarski e Rutkowska-Kucharska, 2009).
- Simetria entre pé esquerdo e pé direito.

3.2. Evolução dos Equipamentos de Aquisição e Análise da Marcha

O primeiro método a ser utilizado na análise da marcha foi a simples observação por parte de um médico de um indivíduo a caminhar, no entanto, são inúmeras as limitações associadas. Seguiu-se, o exame por gravação de vídeo, apesar de permitir uma observação da marcha mais minuciosa, não era considerado um método objetivo. Ao longo dos anos, com a evolução da tecnologia, surgiram, métodos quantitativos capazes de medir o movimento humano (Whittle, 2007).

Nos dias de hoje, os dispositivos eletrônicos que permitem a análise da locomoção humana, dividem-se, essencialmente, em dois grupos: os sistemas de sensores não vestíveis (SNV) e os sistemas de sensores vestíveis (SV). Existem, ainda, os sistemas híbridos, que consistem numa junção dos dois primeiros. (Muro-de-la-Herran *et al.*, 2014).

3.2.1. Sistemas de Sensores Não-Vestíveis

Quanto aos sistemas de SNV, subdividem-se em dois grupos, são estes: os de processamento de imagem e os sensores de piso. Relativamente, ao primeiro grupo, os sistemas de processamento de imagem, podem ainda se segmentar em sistemas: com e sem marcadores. Estes sistemas adquirem os dados com o recurso de um ou mais sensores óticos, sendo as medições dos diferentes parâmetros feitas com o auxílio do processamento de imagem digital. Os sensores óticos mais utilizados são as câmaras, analógicas ou digitais, mas existem outros também, como os *scanners* a laser, sensores infravermelhos ou as câmaras *Time-Of-Flight*. O segundo grupo, diz respeito aos sensores de força ou de pressão, localizados ao longo do solo, designamos por plataformas de força/pressão (Muro-de-la-Herran *et al.*, 2014). No caso das plataformas de força/pressão, são fixas no solo, fornecem uma descrição das três componentes da FRS, as coordenadas do centro de pressão (COP) e ainda os momentos em torno do eixo vertical (Surer e Kose, 2011).

Todos os dispositivos deste grupo são considerados não-portáteis e de certa forma são sistemas complexos, a aquisição de dados necessita de um local específico, o pós-processamento é demorado e os dispositivos envolvidos são dispendiosos (Fig. 3.2). Para além disso, uma das maiores desvantagens, é poderem ocorrer alterações no padrão da

marcha natural, pois não existe locomoção livre por parte dos indivíduos (Muro-de-la-Herran *et al.*, 2014).



Figura 3.2 GaitLab e INFINI-T (adaptado de BTS, 2020)

3.2.2. Sistemas de Sensores Vestíveis

Os sistemas SV podem ser colocados em várias partes do corpo: pés, joelhos, coxas ou cintura, para além disso, podem ser utilizados vários tipos de sensores como: inerciais, de força, de pressão, marcadores ativos, de eletromiografia (Muro-de-la-Herran *et al.*, 2014).

Em relação, ao uso de sensores inerciais, é uma tecnologia recente, prática, de baixo custo e com um futuro promissor, baseando-se na utilização de três sensores diferentes: acelerómetros, giroscópios e magnetómetros. A combinação destes sensores permite medir, simultaneamente, a velocidade, a aceleração, a orientação e as forças gravitacionais (Surer e Kose, 2011).

A eletromiografia (EMG) consiste no estudo da função e disfunção muscular, através do registo das atividades motoras dos músculos com elétrodos fixos ao corpo (Muro-de-la-Herran *et al.*, 2014).

Os sensores de força e de pressão, permitem o acesso a várias informações como a componente vertical da FRS ou o mapa de distribuição das pressões na planta do pé, entre

outras. Além disso, estes sensores estão a ganhar uma nova dimensão nestes sistemas, pois são incorporados em palmilhas, sapatos ou até meias.



Figura 3.3 Imagens de cima da esquerda para a direita: sapato instrumentado e *SmartSocks*; Imagens de baixo da esquerda para a direita: *GSensor* e *FREEMG*

A engenharia biomédica é considerada um método auxiliar e fundamental para o desenvolvimento de dispositivos de aquisição e análise de marcha, uma vez que possui uma ampla aplicação nesta área (Tao *et al.*, 2012). No decurso da evolução dos dispositivos, o objetivo principal foi criar equipamentos mais simples, acessíveis e ao mesmo tempo que permitissem um estudo eficiente e pormenorizado. O resultado deste progresso são as palmilhas, que sendo portáteis, e com custos acessíveis, possibilitam um estudo pormenorizado da distribuição das forças na região plantar do pé. Desta forma, tornam possível a análise das atividades do dia-a-dia de forma simples, prática e precisa. Por conseguinte, surgiram no mercado, várias empresas com palmilhas equipadas com sensores de pressão/força (a; Whittle, 2007; Surer e Kose, 2011).

3.2.2.1. Palmilhas Existentes no mercado

As palmilhas comercializadas surgiram para facilitar, na área da medicina, a caracterização e a visualização de disfunções no ciclo da marcha, a deteção e o diagnóstico

de anomalias dos pés, a evolução dos atletas no caso do desporto, de forma que estas fossem observadas de forma rápida, fácil e precisa.

Nos dias de hoje, são várias e de diferentes locais, as empresas presentes no mercado das palmilhas. Sabe-se que a *Tekscan*, é considerada uma empresa de grande destaque, devido ao seu produto, *F-Scan*, que consistem numa palmilha com uma matriz de sensores de força ultrafinos e com um *software* associado que pode fornecer: perfis de pressão (distribuição visual da pressão), gráficos de força em relação ao tempo, criar uma base de dados de doentes, entre muitas outras aplicações úteis. Em relação, ao envio dos dados adquiridos pode ser feito de três maneiras diferentes: comunicação *wireless*, USB (*Universal Serial Bus*) ou a informação pode ser armazenada e posteriormente descarregada (FScan, 2020).

Também está no mercado, a *Novel*, com dois sistemas de medição, móveis e flexíveis, de pressão e força: *The Pedar® system* e *The loadsol® system*, respetivamente. Por um lado, ambos, possuem semelhanças relativamente às palmilhas referidas anteriormente, nomeadamente, na portabilidade, na precisão de aquisição dos dados e o facto de todas terem *softwares* associados com diversas aplicações. Por outro lado, existem algumas características que as distinguem. No caso das palmilhas *The Pedar® system*, detêm a capacidade de comunicar através de tecnologia *Bluetooth* e têm a particularidade de poderem cobrir toda a superfície do pé ou apenas parte, sendo estas as áreas parciais: dorsal, medial ou lateral do pé. Relativamente, ao sistema *loadsol*, também utiliza o *Bluetooth* na comunicação, contudo, permite a medição direta da força normal de reação do solo na superfície do pé, sendo possível observar, em tempo real, os seus valores no *smartphone*. Este sistema de medição é, especificamente, útil em aplicações onde é necessário a aquisição da força total do pé (Novel, 2020). A maior desvantagem dos artigos destas empresas é comum aos 3 e consiste na existência de aparelhos fixos ao corpo aquando da sua utilização o que pode causar algum desconforto.



Figura 3.4 Sistema F-Scan (esquerda), *Pedar* (direita) e *loadsol* (em baixo)
(adaptado de (FScan,2020 e Novel, 2020)).

A próxima empresa a ser destacada do mercado das palmilhas é a *Digitsole* e tem como inovação três produtos: o *Sport Profiler*, o *Warm Series* e o *Podosmart* (DigitSole,2020). É importante salientar que nenhum dos seus produtos necessita de ter dispositivos presos no corpo, conseqüentemente, não haverá o possível desconforto mencionado nos produtos das empresas acima referidas. Sendo o primeiro produto, o *Sport Profiler*, como o próprio nome indica, é útil para praticantes de desporto e tem como objetivos: o aumento do desempenho, o seguimento da evolução e a diminuição de riscos de lesões dos seus utilizadores (DigitSole, Cycling insoles, 2020; DigitSole, Running Insoles, 2020). Estas palmilhas foram criadas, especificamente para ciclistas e corredores, tendo cada atividade uma aplicação de *smartphone* específica associada. Em relação, às palmilhas *Warm Series*, têm como finalidade manter os pés quentes, isto é, através de uma aplicação para *smartphone*, o próprio utilizador consegue regular a temperatura das palmilhas (podendo variar dos 25°C até aos 45°C) ou esta pode ser regulada de forma automática de acordo com o ambiente, devido à existência de um termostato integrado nas palmilhas. Para

além disso, é ainda possível escolher o intervalo de tempo desejado, visualizar o número de passos dados, as calorias consumidas, entre outras informações (DigitSole, 2020).

Por fim, o *Podosmart*, é um *kit* que contém 6 pares de palmilhas inteligentes, cada par designa-se por *Moticon Science*, e são apenas dedicadas a serem compradas por profissionais de saúde. Tal como as referidas, anteriormente, das outras empresas, possibilitam a análise do perfil da marcha, a dinâmica do pé humano e a possível deteção de distúrbios na mobilidade. Cada palmilha possui na sua constituição 16 sensores de pressão e 1 giroscópio de 6 eixos. A comunicação é feita por *Bluetooth*, não necessita de nenhum dispositivo externo para a aquisição de dados e possui uma memória integrada, ou seja, os dados são armazenados diretamente nas palmilhas e podem ser, adicionalmente, ou simultaneamente, transmitidos diretamente para o *smartphone*. Posteriormente, os dados obtidos podem ser enviados por *Wi-Fi* para o computador e analisados por um *software* específico para o tratamento e apresentação da informação.



Figura 3.5 Palmilhas *Sport Profiler*, o *Warm Series* e o *Podosmart* da *DigitSole* (adaptado de (DigitSole,2020)).

Para terminar, o último dispositivo designa-se *Arion insoles* e é muito semelhante ao produto, *Sport Profiler*, pelo menos no que toca ao fim a que é proposto. Todavia, o produto destina-se unicamente a corredores. Se por um lado, tem como todas palmilhas mencionadas neste capítulo, sensores de pressão (8 sensores) na sua constituição, uma aplicação para *smartphones*, um *software* para o computador, onde o utilizador pode ver o histórico detalhado de todas as corridas, e vários tamanhos disponíveis. Por outro lado, possui um

aditivo, consiste numa caixa eletrónica de pequena dimensão e muito leve, que prende nos ténis, ao contrário dos dispositivos das primeiras empresas, onde esta prende-se no corpo da pessoa. Esta caixa possui: um acelerómetro de multi-eixos; giroscópio; *Bluetooth*; memória integrada; *GPS*; *LEDs* multicoloridos (para corridas noturnas); e uma bateria de longa autonomia (Arion, 2020a).



Figura 3.6 Palmilhas Arion (adaptado de (Arion, 2020))

3.2.2.2. Considerações Finais

Através de todos os exemplos descritos ao longo desta secção, é possível concluir que as palmilhas são uma ferramenta versátil, prática, flexível e acessível para a monitorização de diversas atividades do quotidiano. É de salientar que, permitem o acesso a muitas informações importantes sobre o comportamento da marcha: FRS; COP; assimetrias entre os dois pés; parâmetros temporais, como a cadência, número de passos; entre outros. Para além disso, têm diversas áreas de interesse: na medicina, tanto na área da reabilitação, como no diagnóstico e na prevenção do aparecimento de futuros problemas; no desporto, na área do desempenho, monitorização dos treinos, entre muitas outras aplicações possíveis (DigitSole, 2020; MotionScience, 2020).

Para além disso, se for feita uma comparação entre os prós e contras dos dispositivos de análise e aquisição da atualidade, rapidamente se chega à conclusão de que as palmilhas têm mais vantagens associadas do que desvantagens, contrariamente ao que acontece com outros dispositivos, mais concretamente, os não portáteis. Ademais, sabe-se que as palmilhas inteligentes vieram colmatar muitas das desvantagens existentes nos outros equipamentos, nomeadamente: a portabilidade; os custos; a praticidade; o acesso a várias informações sobre a distribuição do peso corporal ao longo da marcha; aplicações para *smartphone*; diferentes implementações e em diversas áreas; entre muitas outras.

4. Aquisição de Dados

Ao longo deste capítulo é feita a descrição completa das palmilhas e do *software* que têm associado que foram utilizados neste projeto. Por sua vez, foram os responsáveis pela aquisição dos dados obtidos.

Para além disso, a metodologia usada na aquisição dos testes efetuados aos indivíduos presentes neste estudo também será descrita.

4.1. Palmilhas *QGait*

As palmilhas *QGait*, desenvolvidas pela empresa *SoftBionics*, consistem num sistema para medição e análise da distribuição da pressão na base dos pés. Este sistema é constituído por:

- Duas palmilhas com cerca de 200 sensores cada uma (pé esquerdo e pé direito);
- Uma caixa eletrónica associada a cada palmilha que tem como funções: captar, processar e enviar os dados para a *pendrive*;
- Uma *pendrive* USB, responsável por transmitir a informação da caixa eletrónica para o computador;
- *Software* - interface do utilizador, por sua vez, apresenta os mapas de pressão de ambas as palmilhas.

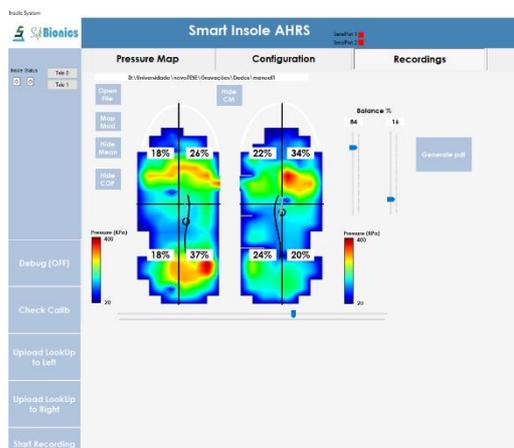


Figura 4.1 *Software* das palmilhas (à esquerda) e as respetivas palmilhas *QGait* (à direita).

A tabela 4.1 apresenta algumas dos dados técnicos mais relevantes das palmilhas.

Tabela 4.1 Dados técnicos das palmilhas

Gama de tamanhos das palmilhas	34 ao 48
Espessura das palmilhas	2 mm
Dimensões da caixa eletrónica	6 x 4 x 2 cm
Método de Leitura	Capacitivo
Número de sensores	140 a 200 (34 ao 48) Um por cada 1,1 x 1,1 cm
Intervalo de Pressões de cada sensor	0-400 kPa
Limites de temperatura	0° a 60° C
Tempo de vida dos sensores	Mais de 100 000 atuações
Fonte de Alimentação	Bateria recarregável por cabo USB
Comunicação	<i>Bluetooth</i>
Taxa de Aquisição	58 Hz
Armazenamento dos Dados	USB; Cartão micro SD

Dependendo do tamanho da palmilha o número total de sensores ativos varia, sendo o tamanho 48 o máximo, possui os sensores todos ativos. No caso deste estudo, foi utilizado o tamanho 42 da palmilha, desta forma estarão ativos menos de 200 sensores.

Em relação aos sensores de cada uma das palmilhas, todos os sensores deveriam ser calibrados, automaticamente, através da utilização de uma câmara de pressão que aplicaria em todos os sensores um valor igual de pressão de ar que pode variar dos 0 aos 400 kPa. No entanto, as palmilhas utilizadas neste estudo não tinham essa função de calibração, o que provocou alguns erros ao nível dos valores de pressão obtidos. Para minorar esta questão foi feita uma calibração manual aquando da realização dos testes. Os indivíduos antes de começarem a andar, equilibraram-se, intervaladamente, num só pé e de seguida no outro (colocando todo o seu peso num pé de cada vez).

Para além disso, é importante referir que a distribuição dos sensores nas palmilhas é representada por uma matriz de 208 pontos (cada ponto corresponde a um sensor) com 26 linhas e 8 colunas.

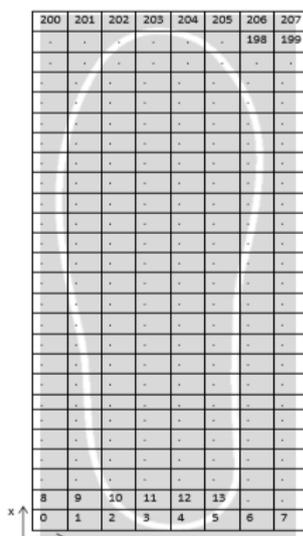


Figura 4.2 Matriz de sensores das palmilhas para o tamanho 48

4.2. Software de Aquisição

O *software* de aquisição foi desenvolvido pela empresa *SoftBionics*, a mesma que desenvolveu as palmilhas e funciona como uma interface do utilizador. Em primeiro lugar, estabelece-se a comunicação por *Bluetooth*, através da *pendrive*, entre o computador e as duas palmilhas. De seguida, abre-se o programa *InsoleSystem* e espera-se que a conexão seja finalizada com as portas COM (*Communication Port*) selecionadas do computador, sabe-se que esta foi feita com sucesso quando ambas as cores da *Serial Port1* e *SerialPort2* tornam-se verdes (representadas na figura abaixo). Assim que isto acontece, é possível observar no ecrã do computador os movimentos de cada pé feitos com as palmilhas através dos mapas de distribuição de pressão (kPa). Também estão visíveis as percentagens de equilíbrio associadas a cada pé, os movimentos do COP e ainda o peso total exercido em ambos os pés.

Após todas as experiências iniciais realizadas, conferindo que está tudo pronto para adquirir os dados da marcha, basta clicar no botão “*Start Recording*” e automaticamente aparece uma janela que permite a escolha do nome do ficheiro e o local onde se pretende gravar o mesmo. Inicia-se a gravação e são criados, automaticamente, 3 ficheiros:

Nome_Ficheiro; Nome_FicheiroLeft (dados adquiridos pela palmilha esquerda) e Nome_FicheiroRight (dados adquiridos pela palmilha direita). A figura abaixo representa uma simulação do programa a funcionar.

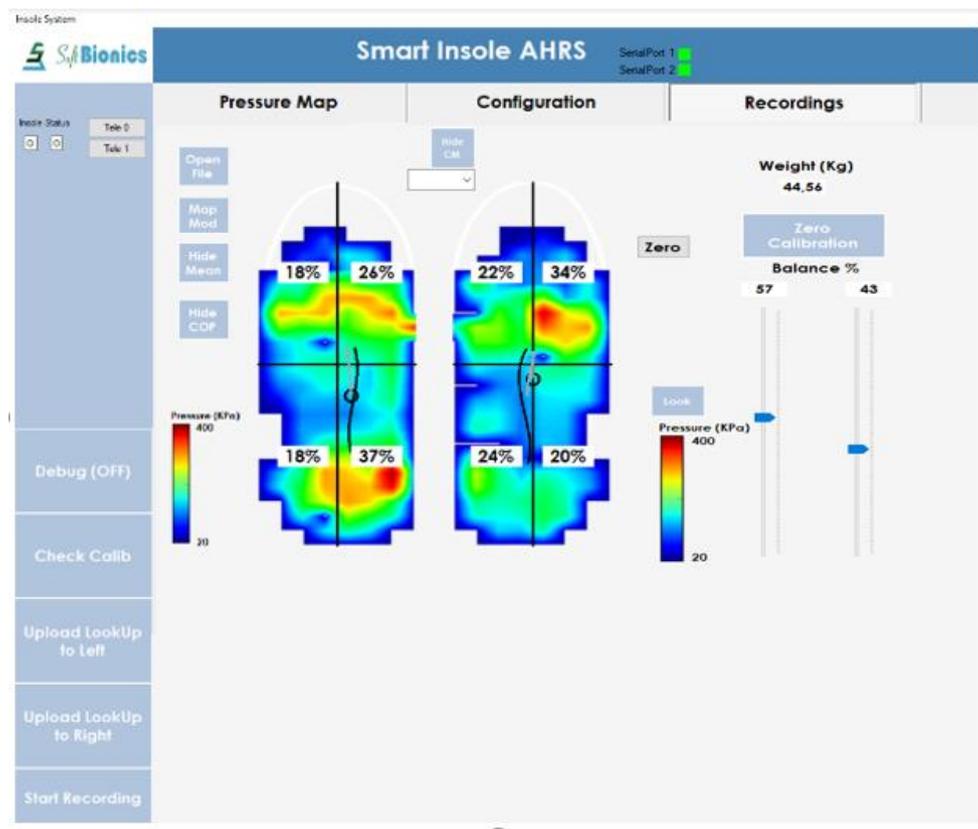


Figura 4.3 Software das palmilhas em funcionamento.

É de salientar que, este *software* encontra-se ainda em desenvolvimento pela empresa, apesar de estar funcional e ser intuitivo, está a ser melhorado e completado.

4.3. Testes

A etapa da realização dos testes é considerada das mais relevantes e essenciais do projeto. Por esta razão, foram feitos testes com um grupo de pessoas de diferentes faixas etárias, com as palmilhas. O objetivo era comparar estes resultados com os de um grupo de doentes operados devido a uma lesão meniscal, todavia, devido ao aparecimento da doença COVID-19, foi impossível realizar os testes a um maior número de pessoas saudáveis e aos doentes operados.

4.3.1. Indivíduos Testados

Os indivíduos testados foram 16 pessoas, 5 homens e 11 mulheres, com idades a variar entre os 23 e os 71 anos, com massas entre os 49 e os 92 kg e alturas compreendidas entre 1,52 e 1,80 m. Os testes realizados a estas pessoas tiveram como objetivo criar uma base de dados, o mais completa possível, para diferentes velocidades de marcha de indivíduos saudáveis. É importante referir que, todos os indivíduos eram destros.

É importante referir que todos os indivíduos testados foram voluntários por parte da minha família e amigos. O objetivo era testar mais pessoas, de forma a obter uma maior diversidade e uma divisão mais equilibrada das faixas etárias. Contudo, não foi possível, devido à situação já referida anteriormente. Na tabela seguinte encontram-se as características de cada indivíduo.

Tabela 4.2 Dados dos indivíduos testados

Número do indivíduo	Gênero	Idade (Anos)	Massa (Kg)	Altura (m)	IMC (kg/m²)	Número do calçado
1	M	23	55	1,75	18,0	43
2	M	29	82	1,80	25,3	42
3	F	29	50	1,61	19,3	36
4	F	32	77	1,62	29,3	39
5 (Grávida de 7 meses)	F	32	70	1,59	28,0	38
6	F	42	59	1,64	21,9	38
7	F	43	63	1,55	36,2	36
8	F	50	49	1,56	20,1	37
9	F	57	60	1,61	23,1	36
10	M	57	97	1,72	32,8	42
11	F	58	64	1,58	25,6	38
12	M	60	73	1,72	24,7	40
13	F	62	67	1,68	23,7	38
14	M	63	90	1,73	30,1	43
15	F	67	63	1,52	27,3	38
16	F	71	59	1,62	22,5	37
Valor médio	-	48,4	67,4	1,6	24,9	39
Desvio Padrão		15,1	13,2	7,81	4,1	2,3

4.3.2. Metodologia de Aquisição dos Testes

Foram realizados, no total, cinco testes. Os primeiros três testes foram feitos ao longo de uma distância previamente delimitada (7,9 metros) que correspondia a cerca de 10 passos. Os outros dois testes consistiram em subir e descer escadas, mais especificamente, 9 degraus. Cada degrau tinha 78 centímetros de comprimento, 29,5 centímetros de largura e 19 centímetros de altura.

Antes de começar a fazer cada teste, o indivíduo teve de levantar, alternadamente, um pé e de seguida o outro, colocando todo o seu peso num pé de cada vez. Desta forma, o procedimento seguido para a realização dos testes compreendia os seguintes passos:

- 1) Andar com as palmilhas calçadas para se habituar, durante uns minutos;
- 2) Colocar-se na posição inicial;
- 3) Apoiar-se num só pé, levantando o outro;
- 4) Repetir o exercício com o outro pé;
- 5) Percorrer a distância definida, em marcha, com 3 velocidades diferentes:
 - Normal (velocidade de conforto);
 - Lenta;
 - Rápida;

6) Realizaram-se os testes de subida e descida das escadas – consiste na subida e descida dos 9 degraus a uma velocidade de conforto.

Os indivíduos utilizaram todos o mesmo tipo de calçado para realizar os testes, umas sandálias ajustáveis, que estavam disponíveis em três tamanhos diferentes: 38, 40 e 42.

As diferentes velocidades testadas para cada indivíduo não são exatamente as mesmas, uma vez que estas foram escolhidas pelas próprias pessoas, consoante a sua velocidade de conforto.

5. Validação dos Dados Obtidos

Ao longo deste capítulo é descrito o tratamento feito aos dados adquiridos através dos testes realizados pelas palmilhas, que por sua vez, foram descritos no capítulo anterior (secção 4.4).

Primeiramente, foi verificado se durante a aquisição dos dados, através do *software* das palmilhas, ocorreram falhas durante a realização do teste que impedissem a validade do teste, isto é, se a comunicação com o computador foi bem-sucedida. Caso tenha ocorrido alguma falha o teste foi automaticamente excluído. Posteriormente, foi aplicado um algoritmo que permitia selecionar de forma automática os passos adquiridos válidos.

Todo o processamento, validação e posterior análise dos dados adquiridos foi realizado através do *MATLAB*, versão 2019b da *MathWorks*®.

5.1. Seleção de Passos

Após a aquisição dos valores da pressão adquiridos com as palmilhas durante os testes foram encontrados alguns problemas associados, que dificultaram a forma como os dados foram tratados.

Um dos problemas estava relacionado com a diferença dos valores de pressão adquiridos pelas palmilhas, o outro era prendia-se no facto do *timestamp* obtido por ambos os pés pelas palmilhas. No que diz respeito, aos valores de pressão observados no *software* das palmilhas existem dois problemas associados à ausência de uma referência/função das palmilhas que tinha como objetivo traduzir os valores obtidos pelas palmilhas em valores de pressão/peso. Deste modo, os valores obtidos não correspondem à pressão real efetuada pelos indivíduos, conseqüentemente, o peso tem valores irrealis. O outro aspeto a referir é o facto do *timestamp* obtido pelas palmilhas ser incorreto, visto que para diferentes instantes de aquisição eram obtidos valores de *timestamp* iguais, com o acréscimo das palmilhas esquerda e direita não terem o *timestamp* sincronizado. Deste modo, nos resultados os valores temporais associados às palmilhas estão comprometidos e podem existir algumas discrepâncias causada pela dessincronização. O primeiro problema foi resolvido através da utilização do valor da taxa de amostragem constante, rondava os 58 Hz (informação

fornecida pela empresa *Qgait*). A resolução dos problemas referidos encontra-se, neste momento, em processo de desenvolvimento por parte da empresa.

Desta forma, o algoritmo criado tem como objetivo a seleção dos passos válidos efetuados aquando dos testes realizados com as palmilhas nos cinco tipos de marcha realizados: marcha lenta, normal e rápida e posterior subida e descida de escadas.

Primeiramente, os valores adquiridos são de pressão (kPa) e são referentes a cada um dos cerca de 200 sensores ativos existentes nas palmilhas (figura 5.1), tendo sido necessário converter os mesmos para valores de força total (N) em cada instante (figura 5.2). Os primeiros gráficos obtidos encontram-se representados nas figuras abaixo.

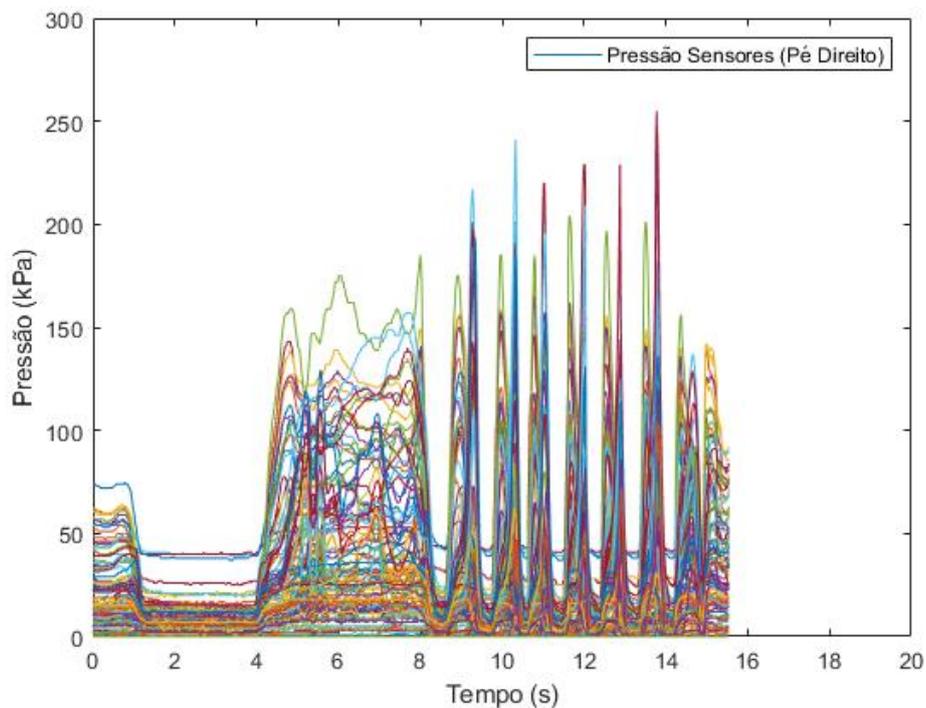


Figura 5.1 Representação da pressão dos sensores ativos durante um teste de marcha normal.

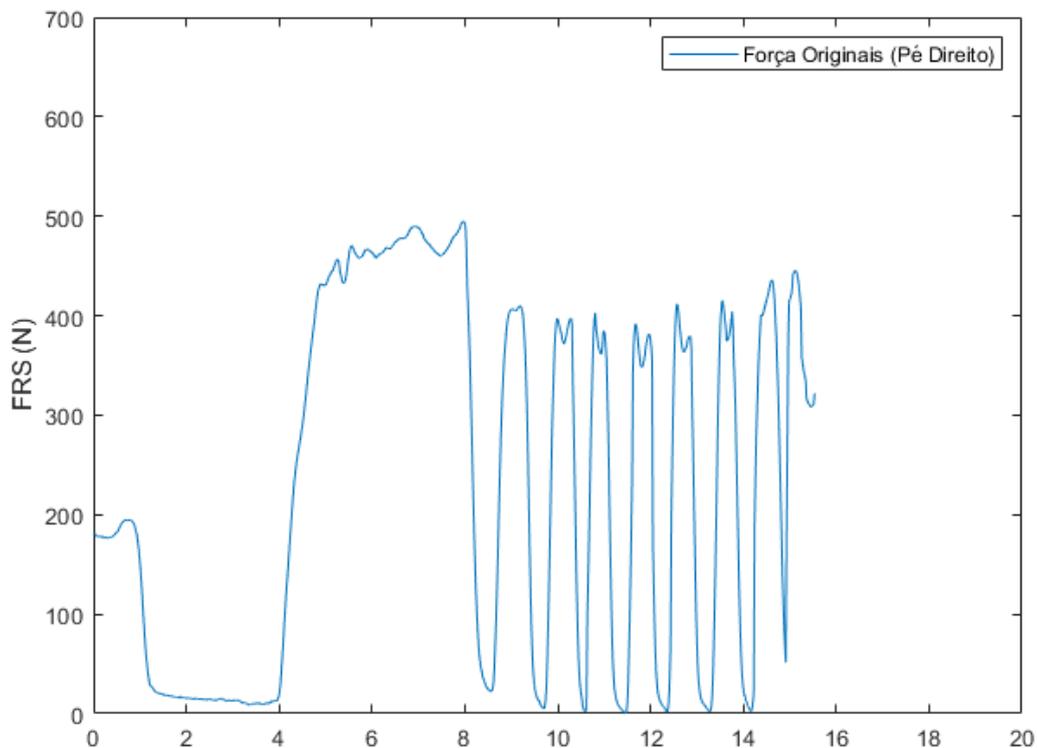


Figura 5.2 Representação da FRS durante um teste de marcha normal.

De seguida, através de funções já existentes no *MATLAB* (mínimos e mudanças abruptas da função) são eliminados os passos inválidos consoante as condições que não foram cumpridas, por exemplo, tempos de duração da passada superiores a 1,5 segundos, o primeiro e último passo. Depois desta seleção, novamente com o auxílio de funções do *MATLAB*, é contabilizado o número de pontos que cada passo possui. Por sua vez, é feita uma nova triagem através da média e do desvio padrão do conjunto de pontos de cada um dos passos selecionados pelo primeiro algoritmo, sendo estes os passos válidos finais.

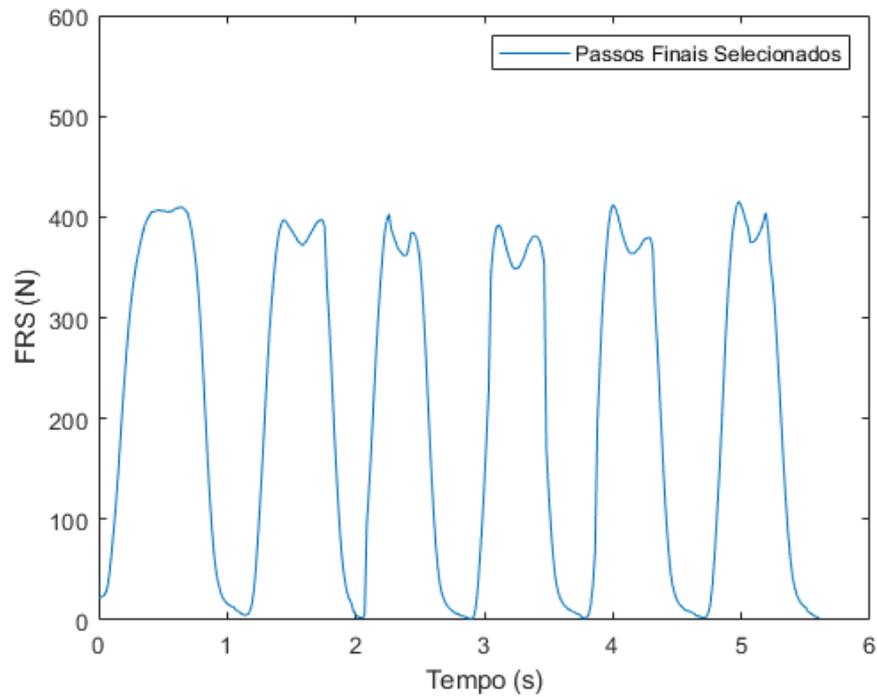


Figura 5.3 Representação da FRS dos passos válidos selecionados.

Seguidamente, com os passos finais escolhidos, foi feito um corte nos 100 N a todos os valores de força (exatamente como está demonstrado na figura 5.4) de forma a eliminar a força devido ao aperto da sandália ao pé e ruído do sinal. Para tal, foi necessário descobrir os valores de tempo correspondentes ao valor da FRS igual a 100 N. O processo escolhido baseou-se na pesquisa dos quatro pontos mais próximos deste valor, a baixo (P1 e P4) e acima (P2 e P3) e através dos declives das retas chegou-se aos valores de tempo pretendidos: x_0 e x_f . Na figura seguinte estão representados todos os pontos referidos.

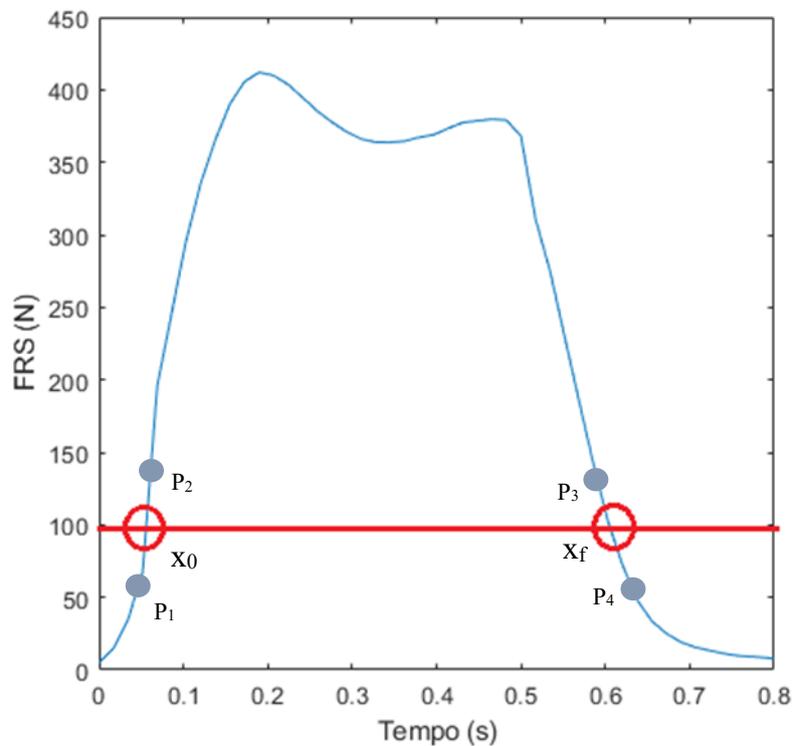


Figura 5.4 Representação de um dos passos finais selecionados, dos pontos da curva mais próximos dos 100 N (P1, P2, P3 e P4) e dos pontos x_0 e x_f calculados pelo algoritmo.

Com o intuito de recolocar os valores da força, uma vez que foi feito um corte de 100N no gráfico da FRS, utilizou-se a seguinte amplificação (A) em todos os valores de força:

$$A = \frac{F_{m\acute{a}x} + 100}{F_{m\acute{a}x}},$$

sendo $F_{m\acute{a}x}$, o valor máximo da força após o corte dos 100N.

O resultado obtido depois da aplicação desta equação, em todos os valores da força, está no gráfico da figura 5.5. É importante referir que as figuras 5.3, 5.4 e 5.5 apenas representam um dos passos selecionados, mas método descrito foi executado para todos os passos válidos selecionados (representados na figura 5.3).

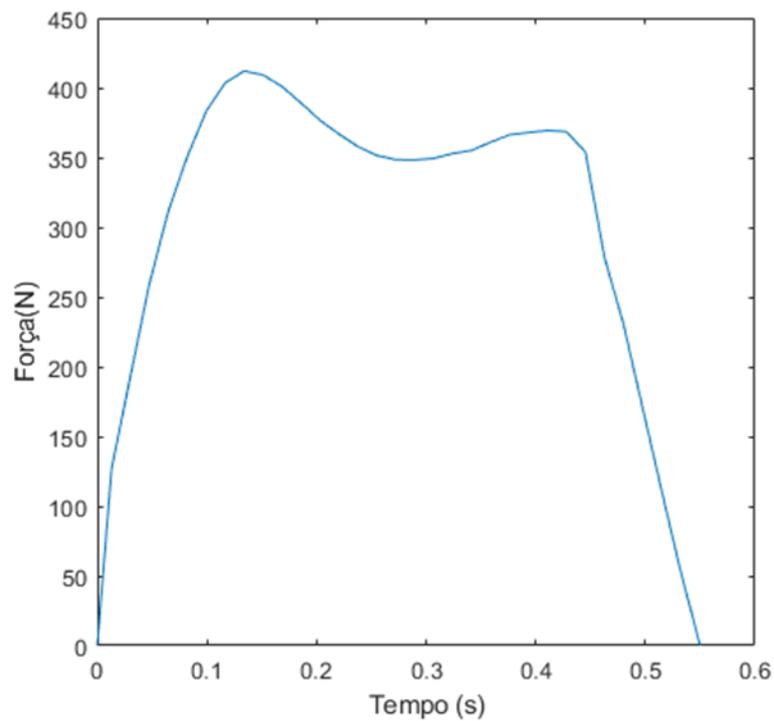


Figura 5.5 Representação de um dos passos selecionados, após a aplicação da equação, em todos os valores da FRS.

Por último, foi feita uma normalização no tempo para cada um dos passos para o ciclo de marcha, fase de apoio, (100%) através da função *interp1* do *MATLAB*, transformando, assim, o número de pontos de cada passo em 101 pontos.

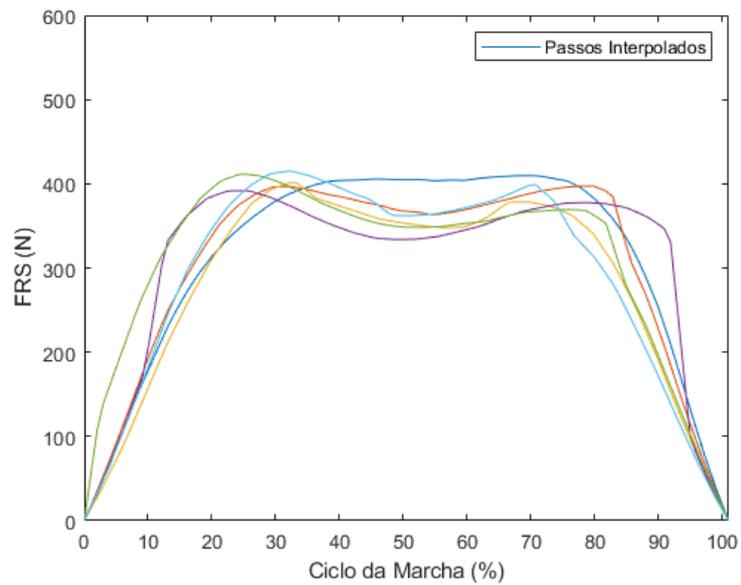


Figura 5.6 Representação de todos os passos selecionados, após interpolação, em função do ciclo de marcha em porcentagem, durante um teste de marcha normal.

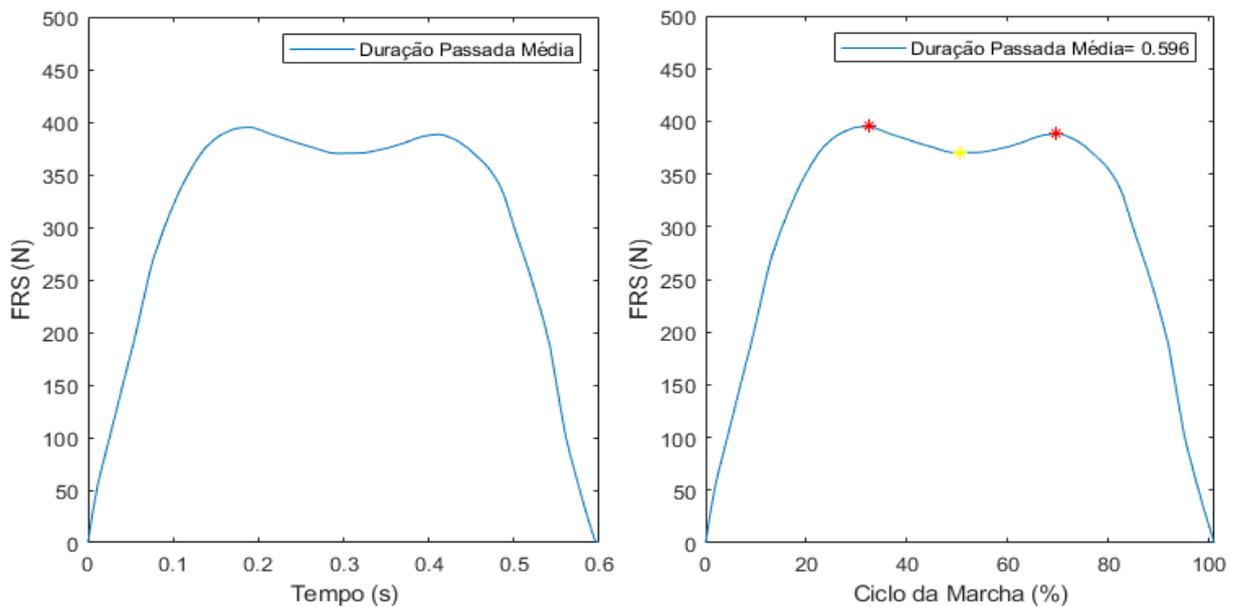


Figura 5.7 Representação da média dos passos selecionados em função do tempo (à esquerda) e em função do ciclo da marcha (à direita).

Os gráficos finais consistem na média dos passos após o corte e média dos passos interpolados, dando origem aos gráficos da figura 5.7, o primeiro em função do tempo e o segundo em função do ciclo de marcha em percentagem.

6. Resultados e Discussão

Neste capítulo são apresentados e discutidos os principais resultados obtidos de acordo com os objetivos definidos para este projeto.

6.1. Gráficos da Força de Reação do Solo

Nos testes realizados, todos os indivíduos possuem marchas saudáveis, exceto um indivíduo do sexo masculino que possuiu um distúrbio que provoca desequilíbrio constante durante a marcha. Para cada um dos indivíduos testados resultaram quatro gráficos: a passada média nas três velocidades diferentes, representadas em função do tempo em segundos e em função do ciclo da marcha em percentagem, os outros dois são relativos à subida e à descida de escadas também em função do tempo e da percentagem do ciclo de marcha. Derivado a alguns problemas aquando da aquisição de dados, alguns dos indivíduos não têm os gráficos com todas as velocidades ou referentes à de subida e descida de escadas.

Através dos gráficos obtidos, foi possível retirar parâmetros relevantes das curvas das forças verticais de modo a conseguir validar os resultados obtidos nos testes. Os parâmetros retirados dos gráficos foram: a duração média de uma passada, o tempo de apoio, os picos máximos, mínimo e os instantes em que ocorreram e o tempo de voo. Na figura seguinte, estão representados alguns destes parâmetros.

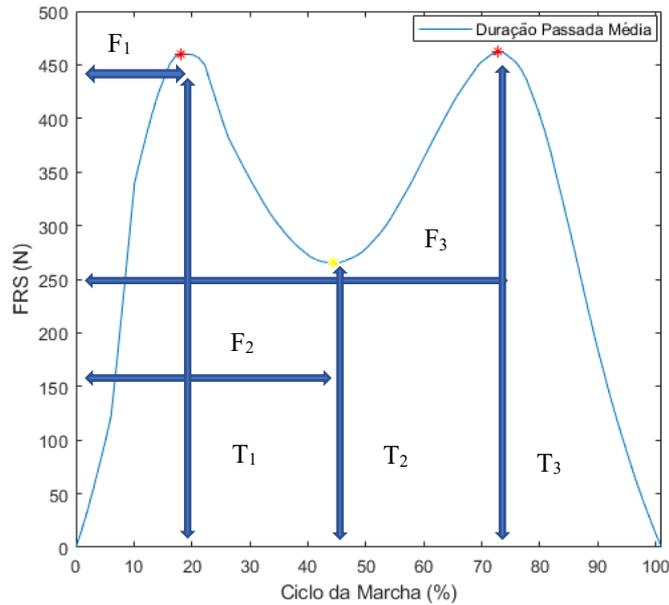


Figura 6.1 Representação da duração média de uma passada, das forças e dos instantes correspondentes aos picos máximos e mínimo.

Dado que, são 16 indivíduos no total e para cada um foram obtidos 8 gráficos, selecionou-se um indivíduo do sexo masculino jovem saudável e uma do sexo feminino com as mesmas condições, para representar as curvas das forças de FRS obtidas nas cinco situações distintas em função do tempo e do ciclo da marcha. Também estarão representados os gráficos referentes à grávida e ao indivíduo com o distúrbio na marcha. Deste modo, para todos os restantes indivíduos, os gráficos podem ser consultados no anexo B.

Indivíduo Do Sexo Masculino Saudável

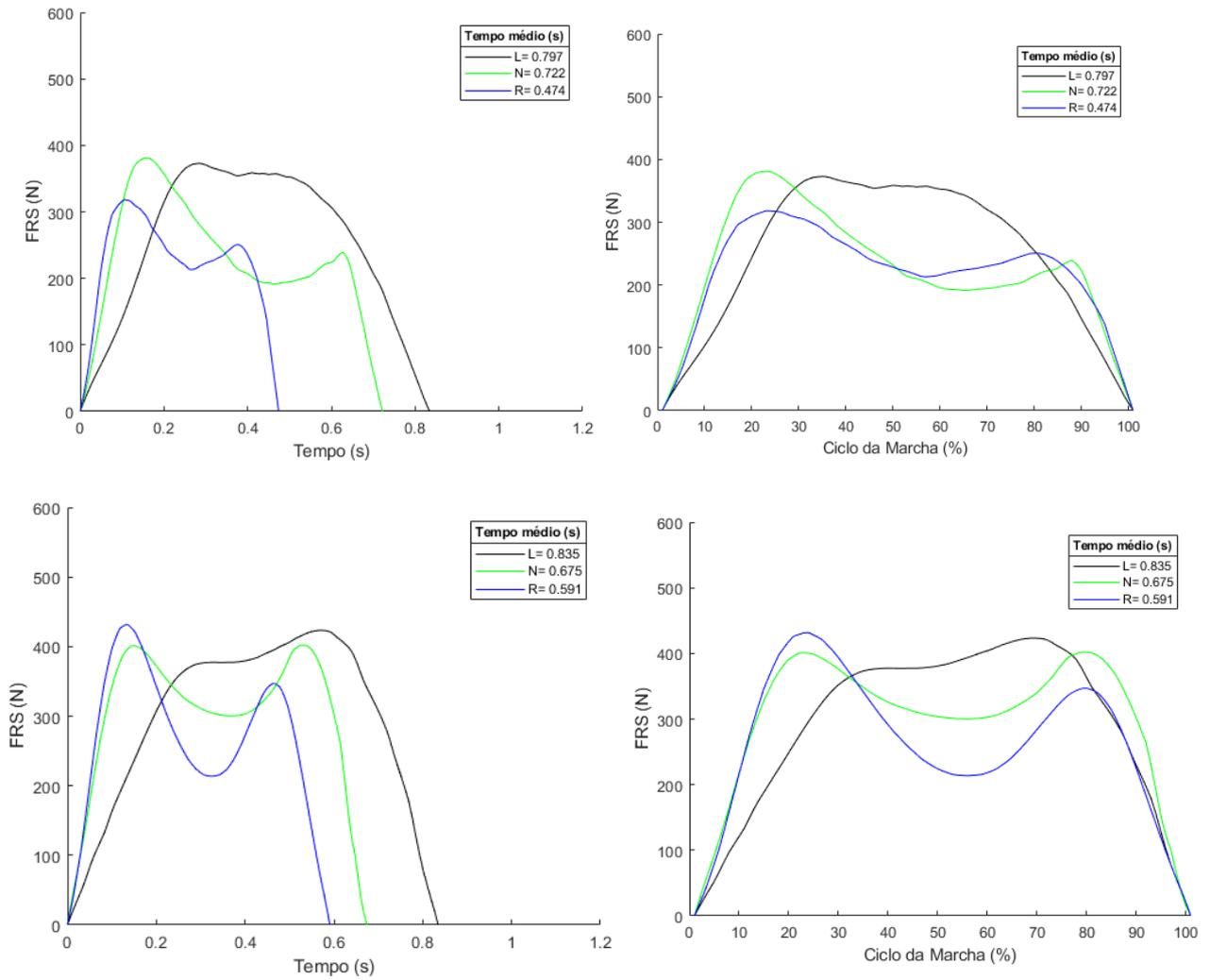


Figura 6.2 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).

Indivíduo Do Sexo Masculino Com Desequilíbrio Constante Durante A Marcha

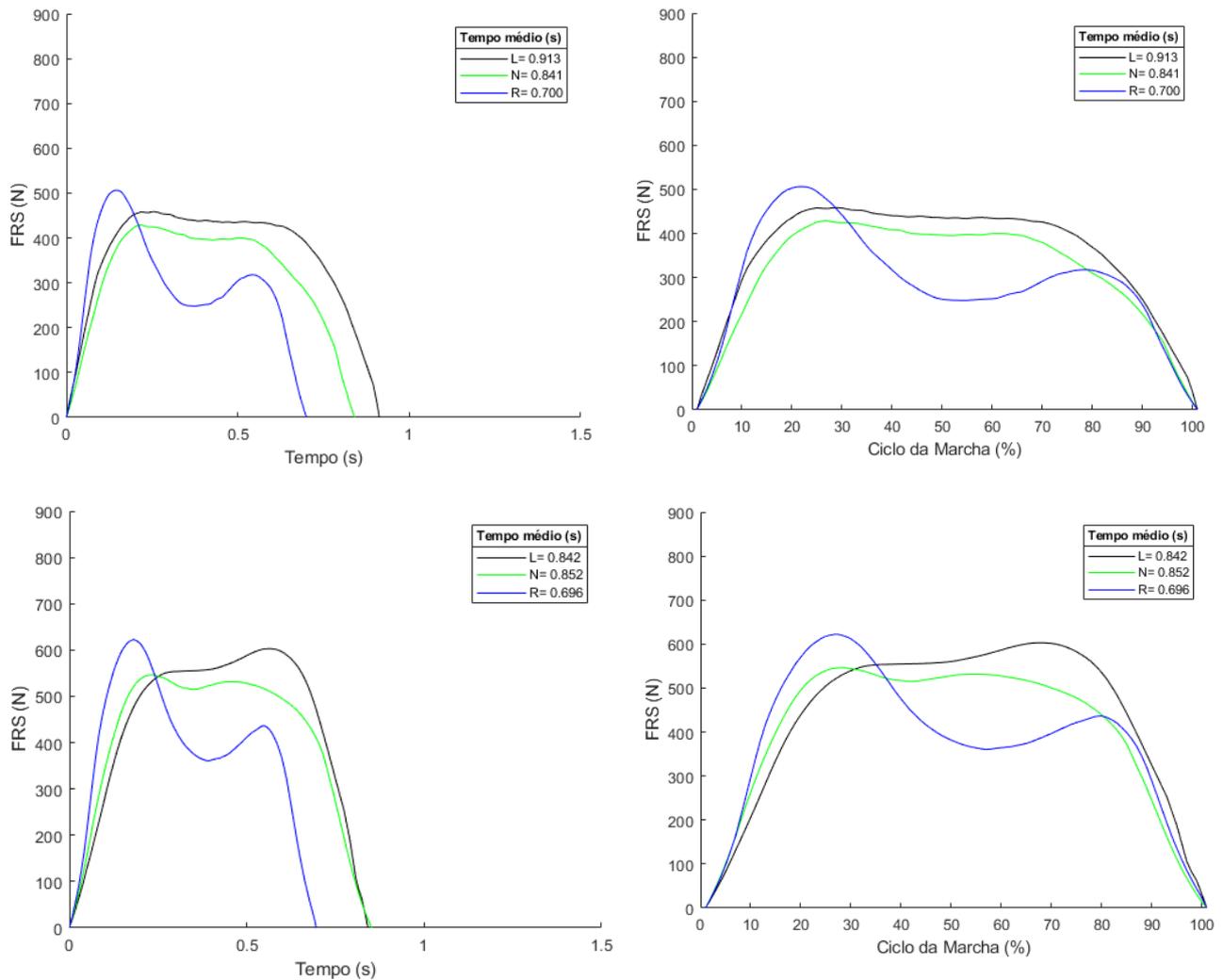


Figura 6.3 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).

As diferenças visíveis nos gráficos representados nas figuras 6.2 e 6.3, estão relacionadas com os parâmetros temporais, isto é, o indivíduo saudável apresenta as durações médias da passada inferiores em relação ao indivíduo com a patologia na marcha.

Um outro aspeto está relacionado com a forma das curvas da FRS média para cada uma das velocidades, as curvas do indivíduo saudável estão muito próximas das encontradas na literatura, uma vez que, com o aumento da velocidade, é notório o aumento do valor de F2, que equivale ao pico mínimo dos gráficos, tal como era expectável. Sendo também

possível se verificar que na curva da marcha lenta não existe um vale tão evidente, enquanto nas marchas normal e rápida este surge no gráfico bastante evidenciado e aumenta com o aumento da velocidade. Complementarmente, acontece que, com o aumento da velocidade, diminuem os valores de T1, T2 e T3.

Em relação, ao indivíduo com o desequilíbrio durante a marcha, a diferença mais evidente sobre os gráficos esperados é o facto das suas curvas de marchas lenta e normal serem bastante semelhantes na forma, e ainda, na marcha normal, não existe o vale destacado como era suposto e visível no indivíduo saudável. Neste caso, os valores T1, T2 e T3 também diminuem com o aumento da velocidade, como era esperado, e os valores da duração média da passada, apesar de superiores aos obtidos para o indivíduo saudável, não se encontram longe do esperado.

Outro aspeto observável é o valor da duração média da passada para a velocidade de conforto (marcha normal) no indivíduo com o desequilíbrio é equivalente ao valor da marcha lenta no indivíduo com locomoção saudável. Todavia, este aspeto acontece também para os indivíduos, da mesma faixa etária que o indivíduo que possui a patologia, com locomoção saudável presentes neste estudo. Por esta razão, não é possível diferenciar a marcha com patologia da marcha saudável através deste parâmetro, nesta situação, uma vez que o fator idade também influencia a marcha.

Podemos concluir que, apenas pela observação dos gráficos obtidos para as três situações não é possível referir que se trata de uma marcha com problemas associados, uma vez que existem indivíduos (da mesma faixa etária), sem problemas relacionados com a marcha, onde acontece o mesmo comportamento das curvas. (Anexo B, figuras 8.12 e 8.14).

Indivíduo Do Sexo Feminino Grávida (7 meses)

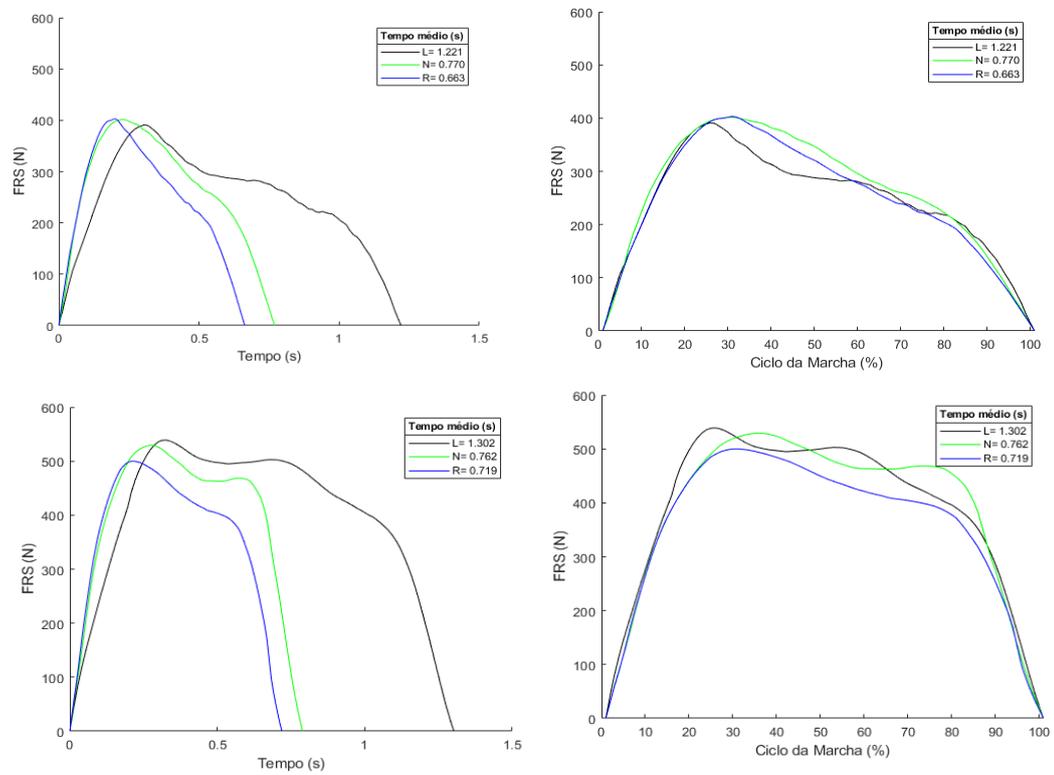


Figura 6.4 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).

Indivíduo Sexo Feminino Saudável

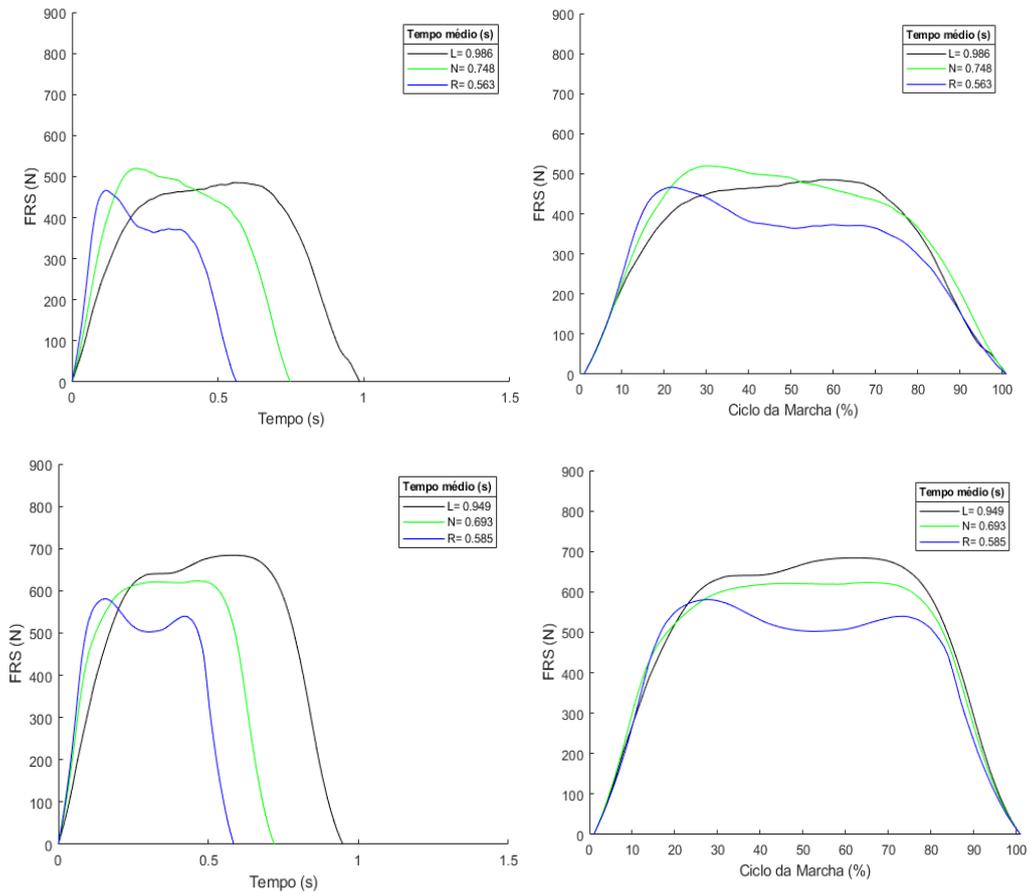


Figura 6.5 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).

É importante referir que ambos os indivíduos do sexo feminino pertencem à mesma faixa etária. Realizando a comparação entre um indivíduo do sexo feminino grávida e outro sem estar nessa situação, a grávida tem durações médias da passada superiores para as três situações. As formas das suas curvas em relação às diferentes velocidades de marcha são muito semelhantes e uniformes, sendo apenas o primeiro pico máximo, o mais evidente. Para além disso, também ocorre o aumento dos valores de T1, T2 e T3 com a diminuição da velocidade da marcha. No entanto, comparando os gráficos do indivíduo que não está grávida com os gráficos da grávida, sendo ambos da mesma faixa etária, não existem distinções muito evidentes entre ambas, com exceção da existência de um vale mais acentuado na curva da marcha rápida.

O indivíduo do sexo feminino representado, apesar de não estar grávida, tem um IMC ligeiramente acima do normal, o que também provoca alterações na marcha. Caso a comparação seja feita com outro indivíduo do sexo feminino sem o IMC acima dos valores normais, os valores da duração média da passada têm uma maior diferença, isto é, o valor da duração média da passada lenta corresponde ao valor da duração média da passada da rápida da grávida. Para além disso, as curvas com os picos máximos e mínimos aproximam-se ainda mais dos esperados pela literatura. Este gráfico pode ser observado no Anexo B, na figura 8.3.

É importante salientar, que os valores obtidos para a FRS média não correspondem ao valor real e esperado para as 4 situações acima descritas, como já foi explicado no capítulo 4.

Através dos gráficos obtidos, foi possível verificar que a maioria vai de encontro aos resultados esperados e observados na literatura, na forma das curvas. Para as velocidades superiores às de conforto, o vale é mais acentuado e para as menores, as curvas têm uma forma mais uniforme, sendo o vale quase inexistente, podendo ser observado nos gráficos de exemplo acima apresentados. Devido aos problemas encontrados nas palmilhas que já foram referidos no capítulo anterior, os valores da FRS obtidos não ficaram de acordo com o esperado e demonstrado por Wang *et al.* (Wang *et al.*,2017). É importante salientar, que apesar da FRS estar longe dos valores reais, sendo todos os indivíduos testados destros, os valores da FRS para o pé direito são sempre superiores aos valores obtidos para o pé esquerdo.

Relativamente, a comparações entre os dois géneros, confirmou-se que o homem é mais rápido que a mulher nas diferentes faixas etárias e possui valores médios de FRS superiores (Bohannon, *et al.*, 2011).

Os gráficos da subida e descida de escadas, tal como a marcha nivelada, sucede-se exatamente a mesma coisa, sendo a forma das curvas, na maioria, conforme o esperado. Deste modo, para a subida, o segundo pico tem valores da FRS superiores ao primeiro pico e para a descida, acontece o contrário, o primeiro pico tem valores de FRS superiores ao primeiro, indo de encontro aos resultados obtidos por (Stacoff, *et al.*, 2005; Riener, *et al.*, 2002).

Por falta de testes válidos por parte do indivíduo com o distúrbio na marcha não foi possível fazer comparações ao nível dos testes realizados na subida e descida de escadas.

Relativamente aos gráficos observados nos testes de subida e descida para a grávida e para o indivíduo saudável do sexo feminino, com exceção, da duração média da passada, não são evidentes as diferenças entre os dois, tal como se sucedeu nos testes de marcha lenta, normal e rápida.

Nos testes da subida e descida de escadas, também foi possível aferir que os homens apresentaram durações médias da passada inferiores às observadas nas mulheres, desta forma, pode-se concluir que os homens foram, também, mais rápidos que as mulheres.

Os gráficos relativos aos testes de subida e descida de escadas para os 3 indivíduos saudáveis encontram-se abaixo nas figuras 6.6, 6.7 e 6.8.

Indivíduo Sexo Masculino Saudável

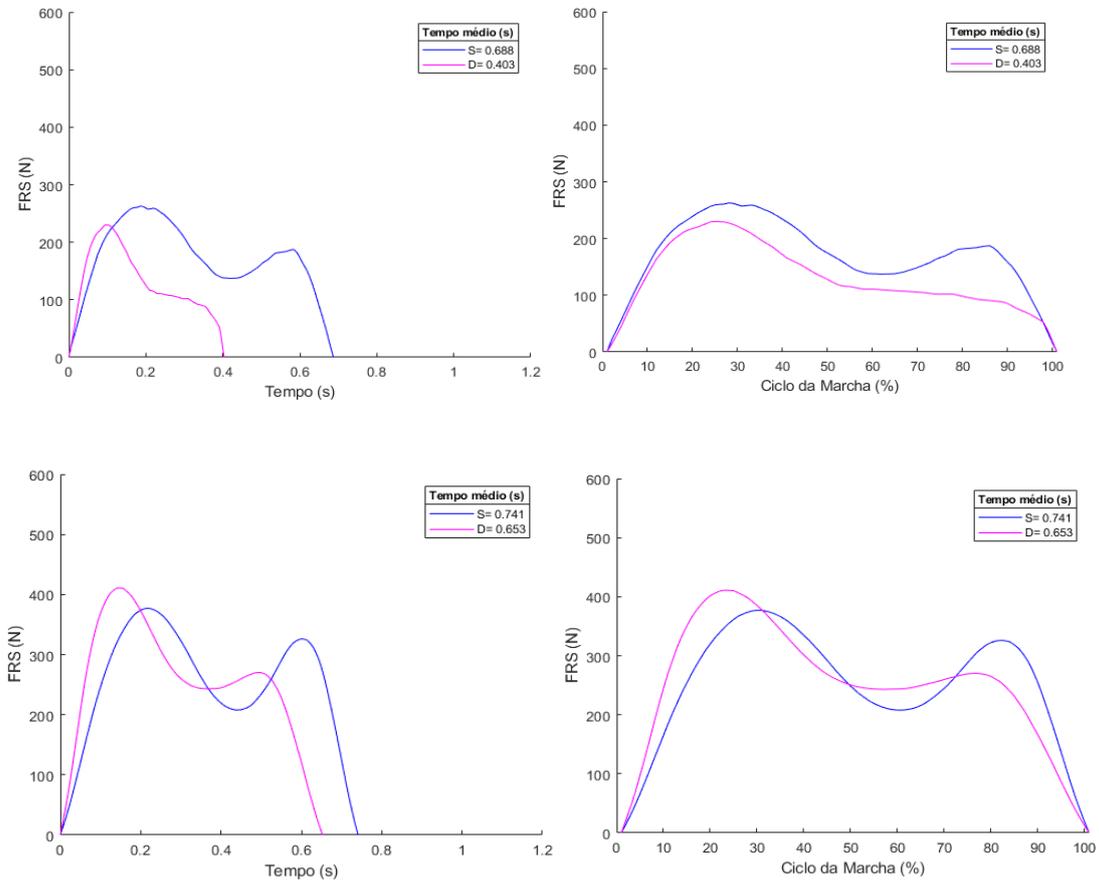


Figura 6.6 Forças médias verticais para subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).

Indivíduo Sexo Feminino Saudável

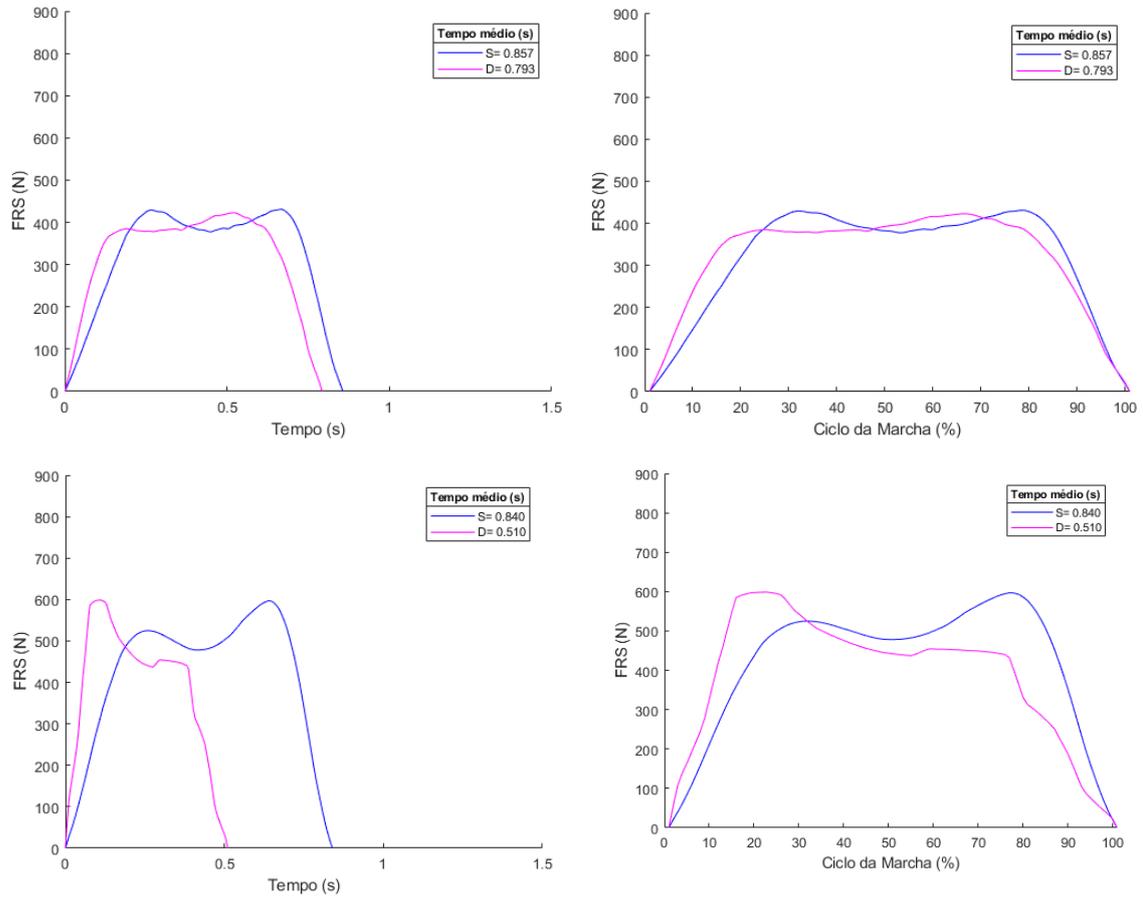


Figura 6.7 Forças médias verticais para subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).

Indivíduo Sexo Feminino Grávida

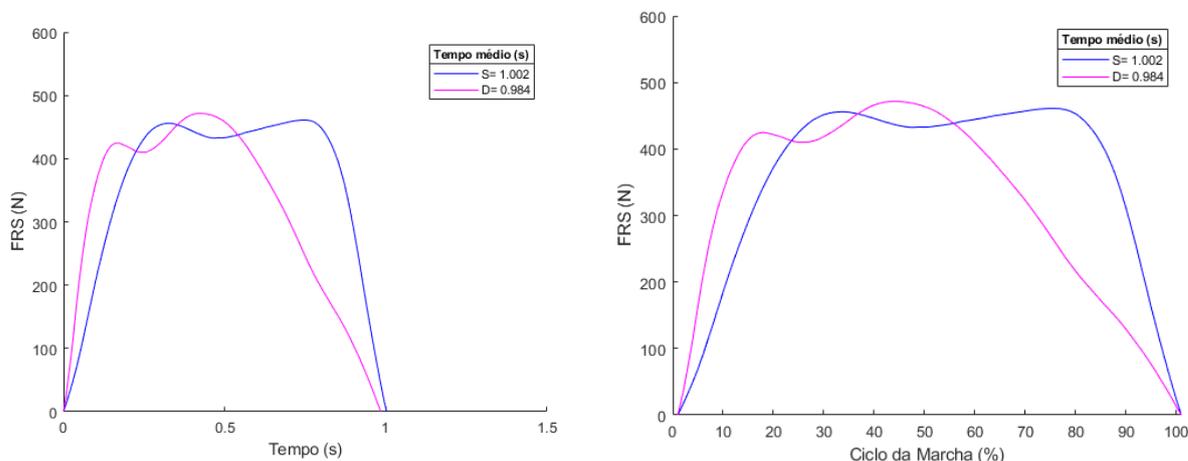


Figura 6.8 FRS média para subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé direito).

6.2. Análise dos Resultados e dos Parâmetros Obtidos

Após o processamento dos dados adquiridos, foi necessário dividir o total de indivíduos para efeitos de comparação das variáveis obtidas através dos gráficos. Baseado em vários estudos publicados, optou-se por separar os indivíduos por dois grupos distintos: consoante as suas idades e o valor do índice de massa corporal (IMC). Sabe-se que, com o aumento da idade e com valores de IMC fora do normal as pessoas têm tendência a perder alguma mobilidade, sendo assim, torna-se possível observar diferenças entre estes grupos de pessoas (Samson *et al.*, 2001).

Por esta razão, foram criados dois subgrupos: no grupo 1 encontram-se os dados das pessoas com idades compreendidas entre os 20-55 anos e no grupo 2 os que têm mais de 55 anos. Em relação, aos grupos divididos através do valor do IMC, um grupo (grupo 3) é constituído pelas pessoas que têm IMC (18,5-24,9 kg/m²) com valores dentro do limite saudável e o outro (grupo 4) com os restantes que possuem valores acima do recomendado (>25 kg/m²) (Saúde e bem-estar: IMC, 2020).

Nas tabelas 6.1 e 6.2, encontram-se as características dos indivíduos de cada um dos quatro grupos.

Tabela 6.1 Dados dos dois grupos divididos pela idade

	Grupo 1				Grupo 2			
	Vmín	Vmáx	Vmédio	Desvio Padrão (σ)	Vmín	Vmáx	Vmédio	Desvio Padrão (σ)
Idade (Anos)	23	50	35,0	8,5	57	71	61,9	4,70
Massa (kg)	49	82	63,1	11,5	59	97	71,6	13,4
Altura (m)	1,55	1,80	1,64	0,08	1,52	1,73	1,65	0,07

Tabela 6.2 Dados dos dois grupos divididos pelo IMC

	Grupo 3				Grupo 4			
	Vmín	Vmáx	Vmédio	Desvio Padrão (σ)	Vmín	Vmáx	Vmédio	Desvio Padrão (σ)
Idade (Anos)	23	60	35,0	15,7	29	67	47,6	14,4
Massa (kg)	50	67	59,0	7,6	63	97	75,8	12,2
Altura (m)	1,55	1,72	1,65	0,06	1,52	1,80	1,64	0,09
IMC (kg/m²)	18,0	24,7	21,7	2,2	25,3	36,2	29,3	3,5

Para cada um dos grupos foram obtidas diferentes variáveis temporais como: duração da passada, tempo de apoio (em segundos e em porcentagem do ciclo de marcha) e o tempo de voo para cada um dos testes realizados. As tabelas com os valores médios de todos os parâmetros descritos para cada um dos grupos encontram-se no anexo A.

Para uma melhor percepção e comparação dos resultados obtidos, fez-se um gráfico de barras para todos os parâmetros em função de cada uma das situações da marcha para os

diferentes grupos. No total são 4 gráficos, 2 para cada par de grupos, pé esquerdo e pé direito de cada um dos grupos. Os primeiros 2 gráficos são referentes aos grupos divididos pelas idades, grupo 1, com idades entre os 20-55 anos e o grupo 2 com mais de 55 anos.

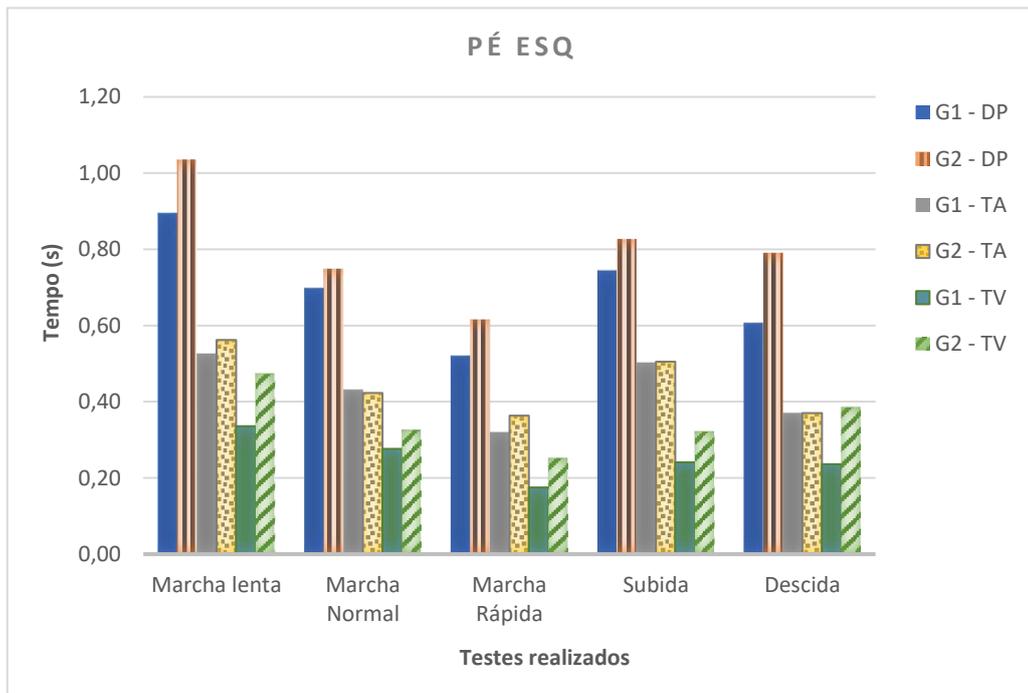


Figura 6.9 Representação da duração da passada (DP), do tempo de apoio (TA) e do tempo de voo (TV) em segundos em função dos diferentes testes realizados para o grupo 1 e grupo 2, pé esquerdo.

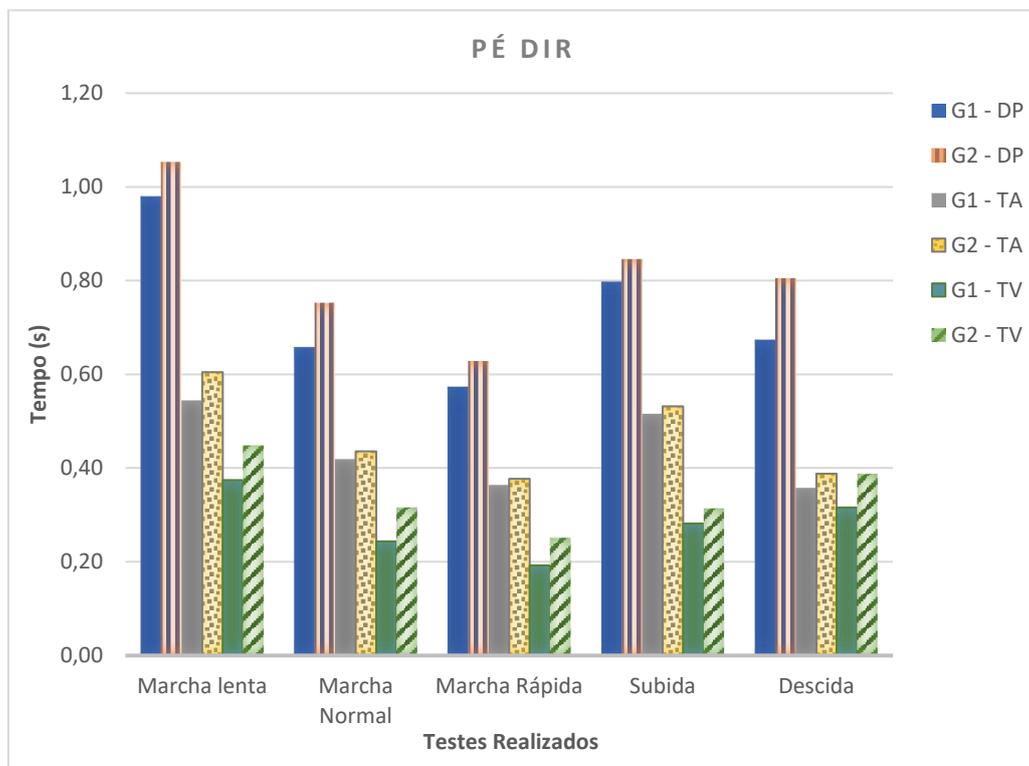


Figura 6.10 Representação da duração média da passada (DP), do tempo de apoio (TA) e do tempo de voo (TV) em segundos em função dos diferentes testes realizados para o grupo 1 e grupo 2.

Através da análise dos gráficos, é possível aferir que para ambos os pés, tanto esquerdo como direito, existe conformidade nos resultados obtidos e para além disso encontram-se de acordo com os resultados esperados. Analisando, os valores do tempo, para as três velocidades da marcha nivelada para ambos os grupos se verificam que os valores médios da duração da passada, do tempo de apoio e tempo de voo diminuem com o aumento da velocidade da marcha, tal como os resultados apresentados na literatura (Fukuchi *et al.*, 2018).

Ainda, em relação aos valores temporais, é notório que o grupo 2, que inclui as pessoas mais velhas, tem os valores superiores aos do grupo 1 para as 5 situações testada da marcha, tal como comprova o artigo de Herssens *et al* e de Samson *et al* (Herssens *et al.*,2018, Samson *et al.*, 2001). Relativamente, à subida e descida de degraus, a situação é

idêntica, o grupo 2 em relação ao grupo 1 é mais lento, conseqüentemente possui valores superiores de tempo para a duração da passada, o tempo de apoio e o tempo de voo.

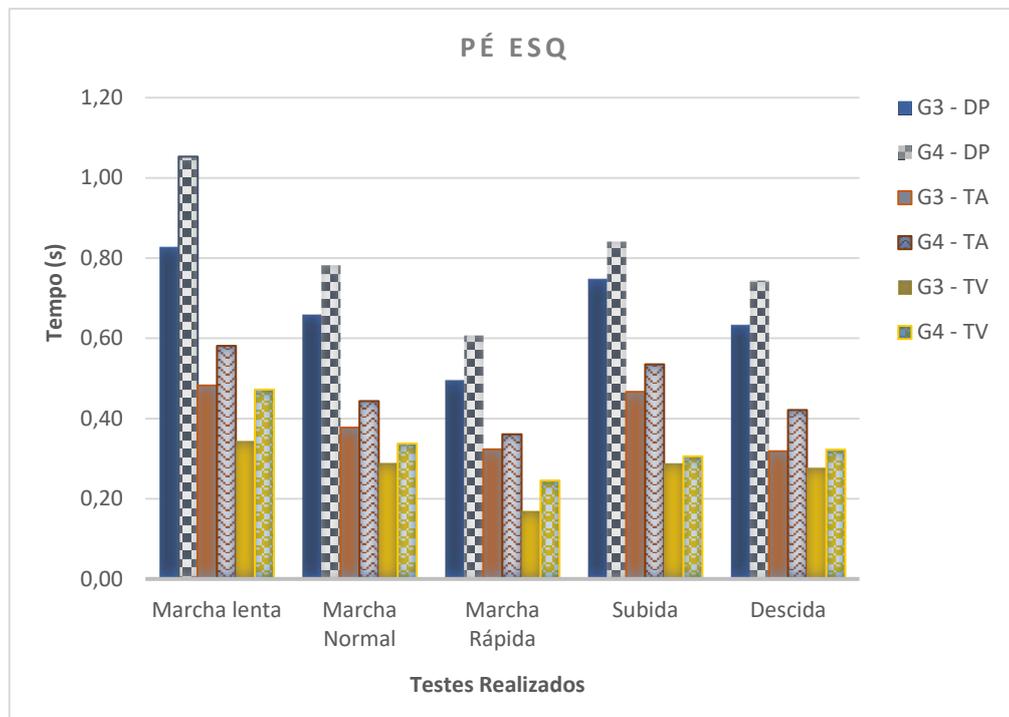


Figura 6.11 Representação da duração da passada (DP), do tempo de apoio (TA) e do tempo de voo (TV) em segundos em função dos diferentes testes realizados para o grupo 3 e grupo 4, pé esquerdo.

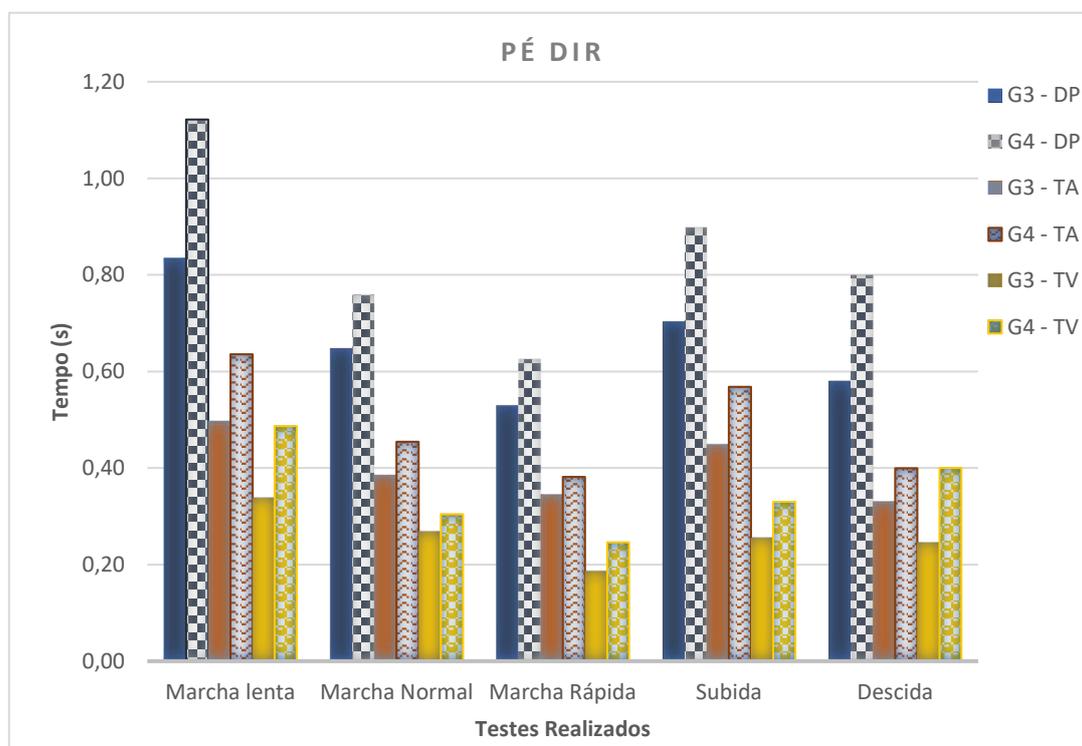


Figura 6.12 Representação da duração da passada (DP), do tempo de apoio (TA) e do tempo de voo (TV) em segundos em função dos diferentes testes realizados para o grupo 3 e grupo 4, pé direito.

De seguida, procedeu-se ao estudo das mesmas variáveis temporais, mas relativamente aos grupos 3 e 4. A situação foi semelhante ao exemplo dos grupos das idades, isto é, para todos os valores dos parâmetros analisados os valores superiores dizem respeito aos indivíduos com IMC superior a 25 kg/m^2 , também vai de encontro aos dados literários (Samson *et al.*, 2001).

Em relação às forças F1, F2 e F3, não sendo possível tirar conclusões em termos dos seus valores absolutos, fez-se uma comparação percentual em relação aos valores obtidos para os indivíduos do grupo 3 e do grupo 4 e também entre as forças obtidas para um grupo em relação ao outro. As tabelas 6.2 e 6.3 apresentam os valores percentuais de F1, F2 e F3 de cada um dos grupos para as 5 situações de marcha testadas e os valores percentuais entre os dois grupos, respetivamente.

Tabela 6.3 Valores percentuais do grupo 3 e do grupo 4 de F1, F2 e F3

Testes	(F1-F2)/F1 (%)				(F2- F3)/F2(%)				(F3-F1)/F1 (%)			
	Grupo 3		Grupo 4		Grupo 3		Grupo 4		Grupo 3		Grupo 4	
	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq
Marcha lenta	7,1	11,4	-4,1	1,2	-2,9	-1	-1,8	-0,9	-4,6	-10,6	6	-0,3
Marcha Normal	11,2	14	4,8	8,6	-16	1,2	-9,3	-2	2,9	-15	4,1	-6,8
Marcha Rápida	35	41,8	8,4	18	-23,4	-4,6	-8,9	-0,5	-24,7	-39,2	-0,2	-17,6
Subida	7	7,2	13,3	9,8	-24	-15,3	-25,9	-15,2	13,3	6,9	9,2	4
Descida	16,2	14,5	20,7	28,8	4	4,7	-15,9	-11,1	-24,2	-18,4	-8,1	-20,9

Com a análise da variação percentual de F1, F2 e F3 são várias as conclusões que podemos retirar. Primeiramente, a variação percentual entre F1 e F2 resultante vai de encontro ao que era expectável, visto que os valores obtidos para F1, primeiro pico máximo, são superiores aos para F2, referente ao mínimo da curva. Para além disso, as maiores variações percentuais apresentam-se na marcha rápida, sendo que estas curvas são representadas pelos vales mais acentuados e os valores mínimos estão na marcha lenta, dado que as curvas são mais achatadas e uniformes, consequentemente a diferença entre o máximo e o mínimo é menor.

Relativamente, às diferenças encontradas entre F2 e F3, sucede-se o oposto da situação anterior, uma vez que, os valores vão sofrer um aumento, sendo F2 o mínimo e o F3 corresponde ao segundo pico máximo da curva. Os valores máximos percentuais encontram-se nos testes da marcha rápida, da subida e descida de escadas, tal como era esperado, pois o vale é acentuado nas curvas padrão destes testes.

Por fim, avaliando a variação entre os dois picos máximos, os valores também estão de acordo com as curvas padrão encontradas na literatura. Sendo importante referir que, se por um lado, durante a subida de escadas ocorre um aumento relevante de F1 para F3, uma vez que nestas curvas, o segundo pico tem valores mais elevados em relação ao primeiro

pico. Por outro lado, na descida de escadas, é F1 que possui os valores mais elevados em relação a F3. Sobre as diferenças encontradas entre os grupos, não foi encontrada uma relação evidente entre as diferenças percentuais das forças obtidas e as diferenças dos grupos.

Tabela 6.4 Valores percentuais entre F1, F2 e F3 do grupo 3 e grupo 4

TESTES	(F1 _{G4} -F1 _{G3})/F1 _{G4} (%)		(F2 _{G4} -F2 _{G3})/F2 _{G4} (%)		(F3 _{G4} -F3 _{G3})/F3 _{G4} (%)	
	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq
Marcha lenta	26,2	30,2	34,2	37,5	33,5	37,4
Marcha normal	25,1	28,8	30,2	32,9	25,9	35,1
Marcha rápida	17,2	27,3	41,3	48,4	33,4	46,3
Subida	28,1	21,7	22,9	19,5	24,1	19,4
Descida	31,5	32,3	27,6	18,8	40,0	30,3

Analisando agora as forças F1, F2 e F3 entre o grupo 3 e o grupo 4, através da observação da tabela 6.4, é possível afirmar que os valores das forças F1, F2 e F3 referentes ao grupo 3 são todos inferiores aos adquiridos pelo grupo 4, com diferenças percentuais compreendidas entre 17 e 48%, sendo a mínima e máxima diferença encontradas no teste da marcha rápida. Apesar dos valores adquiridos absolutos não terem sido coerentes, é possível retirar conclusões válidas e que vão de acordo com as encontradas na literatura.

Este resultado está em concordância com o esperado, pois os indivíduos que pertencem ao grupo 4, encontram-se acima do peso, sendo alguns considerados obesos, consequentemente, os valores da FRS são superiores em relação aos do grupo 3, onde todos os indivíduos estão dentro da zona saudável do IMC (Browning e Kram, 2007 e Silva *et al.*, 2018).

Por último, analisou-se o índice de simetria (Herzog, *et al.*, 1989) em relação aos parâmetros duração da passada e tempo de voo, através da seguinte equação:

$$IS = \frac{x_D - x_E}{\frac{1}{2} \times (x_D + x_E)} \times 100 (\%),$$

sendo x_D e x_E , os valores dos parâmetros referentes ao pé direito e esquerdo, respetivamente.

Os valores do índice de simetria, calculados através da equação, encontram-se apresentados na tabela abaixo.

Tabela 6.3 Índices de simetria relativamente aos grupos 1, 2, 3 e 4

Índice de Simetria – IS (%)								
Testes	Duração da passada (s)				Tempo de voo (s)			
	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4
Marcha Lenta	9,0	1,7	1,0	1,7	10,9	-5,4	-1,8	3,0
Marcha Normal	-5,8	0,4	-1,6	0,4	-12,5	-2,9	-7,2	-10,4
Marcha Rápida	9,8	2,1	6,8	2,1	9,4	-0,4	9,8	0,4
Subida	7,0	2,3	-6,0	2,3	15,3	-2,5	-12,1	7,7
Descida	10,5	1,7	-8,5	1,7	29,0	0,5	-12,4	21,5

Se por um lado, pela análise da tabela dos índices de simetria, é visível que a maior parte dos valores calculados encontram-se dentro do intervalo esperado, ou seja, são menores que 10% (Wang, e Watanabe, 2012). Por outro lado, existem outros valores com uma discrepância mais elevada, mais especificamente, relativamente ao parâmetro tempo de voo, nos grupos 1 e 4, nos testes da subida e descida de escadas. É importante referir que, na literatura, são muitos os artigos que abordam e estudam o critério, índice de simetria, na marcha nivelada, contudo, o mesmo não acontece para a subida e descida de escadas, não existindo grandes exemplos para comparação (Stacoff, *et al.*, 2005; 2007a). Podem ser diversos os motivos pelos quais os valores estão elevados, pois um dos membros inferiores (o dominante) aquando esta atividade, pode, involuntariamente ou propositadamente, sofrer um maior balanço, ser exercida maior pressão aquando do apoio, sendo isso demonstrado no valor do índice de simetria. Também pode dever-se a fatores externos relacionados com a aquisição de dados, tais como, os problemas existentes nas palmilhas, já referidos acima.

6.3. Trajetória do Centro de Pressão do Pé

Sabe-se que, o estudo da trajetória do COP é um fator importante na diferenciação entre a marcha saudável e a marcha patológica e para além disso, fornece informações sobre o equilíbrio e o modo como as pessoas se movimentam na marcha (Han *et al.*, 1999). Por esta razão, calculou-se a trajetória do COP para 5 indivíduos diferentes. Como das pessoas testadas, as que pudessem demonstrar algumas alterações do ponto de vista da trajetória do COP, seria a grávida e o indivíduo do sexo masculino com o desequilíbrio constante na marcha (IM-60), para termos de comparação calculou-se para ambos e mais três pessoas. As três pessoas selecionadas são uma pessoa do sexo feminino com a mesma idade (IF-32) que a grávida (G-32) e dois indivíduos do sexo masculino de 30 (IM-30) e 63 anos (IM-63).

As trajetórias do COP, para os cinco indivíduos, foram calculadas com base na posição instantânea do COP durante uma passada para ambos os pés, com o auxílio do *MATLAB*, através das equações apresentadas abaixo (Wang, e Watanabe, 2012):

$$X_{COP} = \frac{\sum_{i=1}^n P_i A_i X_i}{\sum_{i=1}^n P_i A_i}$$

$$Y_{COP} = \frac{\sum_{i=1}^n P_i A_i Y_i}{\sum_{i=1}^n P_i A_i}$$

As trajetórias do COP obtidas para os cinco indivíduos encontram-se representadas na figura 6.8.

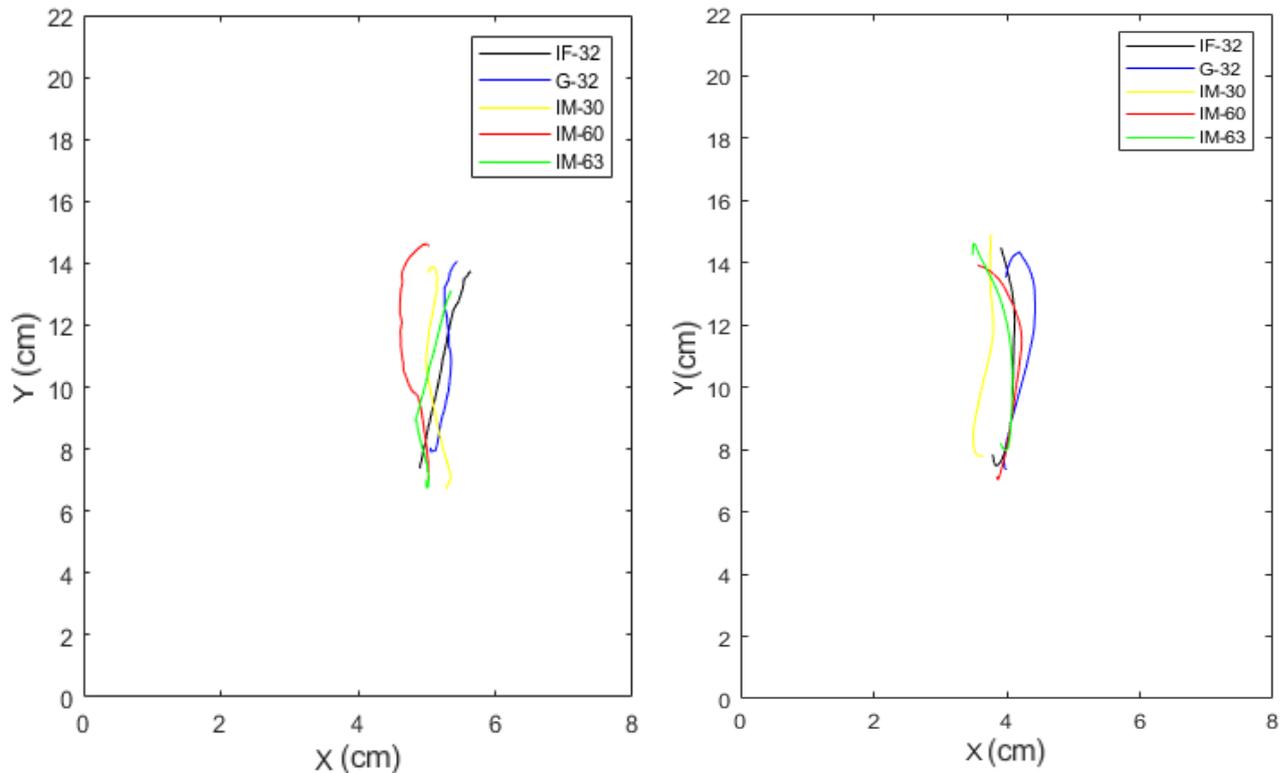


Figura 6.13 Trajetória do COP, numa passada, durante a marcha normal (pé esquerdo e pé direito).

Analisando os resultados obtidos não são muito evidentes as diferenças observadas entre os indivíduos escolhidos como termo de comparação e a grávida (representada a azul na figura 6.8) e o indivíduo com o desequilíbrio (representado a vermelho na figura 6.8). A diferença mais visível é referente ao pé esquerdo, na trajetória do indivíduo com o desequilíbrio há um maior deslocamento ao nível do eixo dos xx, o que pode representar um maior desequilíbrio na marcha. No entanto, é difícil comparar não tendo informações se os indivíduos possuem pé cavo, chato ou plano, pois essa característica influencia fortemente o comportamento do COP. Outra possível justificação para isto acontecer, é o facto de alguns sensores poderem encontrar-se saturados, desta forma o cálculo do centro de pressão a cada instante da passada pode ser afetado.

7. Conclusões e Trabalho futuro

Neste capítulo serão apresentadas as principais conclusões sobre todo o trabalho desenvolvido, assim como as principais aplicações de interesse. Para além disso, serão apresentadas algumas sugestões para trabalhos futuros.

7.1. Conclusão

É importante referir que, sendo um projeto piloto com as palmilhas, não existiam outros trabalhos já desenvolvidos que já as tivessem utilizado. Desta forma, o processo também envolveu o estudo prévio do seu funcionamento, do seu *software* associado e o tipo de procedimento que se iria seguir de forma a obter resultados relevantes e interessantes.

Para além disso, tornou-se também necessário estudar a melhor forma de melhorar alguns problemas associados às palmilhas que foram descobertos ao longo do processamento. Apesar disso, nem todos os problemas associados foram possíveis resolver, tais como, os valores da FRS obtidos e também a discrepância existente entre a palmilha esquerda e a direita nos valores da FRS, apesar das calibrações manuais realizadas e do tratamento de dados com o algoritmo.

Relativamente aos testes de marcha efetuados a todos os indivíduos, existem algumas diferenças que devem ser tidas em consideração, isto é, os testes foram feitos com velocidades relativas, escolhidas por cada indivíduo testado. Por esta razão, em vez de serem gravados de forma descontínua, isto é, cada teste foi adquirido separadamente, chegou-se à conclusão que seria mais eficiente se os testes fossem realizados todos durante a mesma aquisição (para as três velocidades). Também devem ser repetidos pelo menos 2 vezes. Desta forma, o agrupamento de passos será muito mais eficaz e não existirão indivíduos sem passos válidos para alguns dos testes, como aconteceu neste estudo.

O algoritmo desenvolvido permite verificar e selecionar os passos válidos efetuados para cada um dos testes, nas diferentes velocidades e, ainda, na subida e descida de escadas. Também através deste, obteve-se o valor médio da FRS em função do tempo e do ciclo de marcha para cada situação descrita.

Outro aspeto relevante, foi a obtenção das curvas da FRS em função do tempo e do ciclo de marcha em concordância com as curvas de referência encontradas na literatura.

Assim como, os valores dos parâmetros temporais e cinéticos associados a cada uma das curvas obtidas. Demonstrando que através do uso das palmilhas é possível fazer um estudo e uma avaliação do ciclo da marcha.

Os gráficos obtidos para as duas situações particulares, isto é, referentes à grávida e ao indivíduo com o desequilíbrio durante a marcha, quando comparadas com indivíduos da mesma faixa etária tinham algumas diferenças visíveis, contudo, não suficientes para permitir a diferenciação destes indivíduos com base na situação particular de cada um. Deste modo, as diferenças observadas podem ser confundidas com as encontradas para indivíduos de faixas etárias diferentes e ainda com as desigualdades provocadas pelos valores do IMC. Para além disso, é importante referir que existindo apenas um exemplo de cada uma das situações não é possível afirmar que acontece de forma geral, seriam necessários mais indivíduos com a mesma situação.

Relativamente, à separação dos grupos feita nos indivíduos com base na diferença de idades e no índice de massa corporal corroborou com os artigos já existentes na literatura, confirmando, assim, que estes parâmetros influenciam o comportamento da marcha nas diversas velocidades e também na subida e descida de escadas. Deste modo, retira-se que consoante a idade, peso e altura dos indivíduos, o comportamento da marcha será modificado. Esta conclusão também demonstra a grande importância aquando da escolha da população de controlo para futuras comparações com indivíduos que possuam alguma patologia. Neste estudo específico, o número de indivíduos testado baseou-se apenas em pessoas com relações familiares e de amizade, desta forma foi limitado. O objetivo era ter uma maior diversidade, no entanto com a pandemia atual foi impossibilitado alargar o número de pessoas testadas.

Após a separação dos indivíduos testados pelos grupos consoante as suas características, foi calculado o índice de simetria para cada um dos 4 grupos nos 5 testes, sendo que os valores obtidos se encontraram dentro dos intervalos expectáveis, com exceção dos resultados do grupo 1 e grupo 4 para o teste de descida de escadas relativamente ao tempo de voo. É importante salientar que as discrepâncias encontradas ao nível temporal podem estar relacionadas com a dessincronização da palmilha direita com a palmilha esquerda.

Por fim, foi calculada a trajetória do COP com o objetivo de encontrar diferenças entre um indivíduo do sexo feminino que estava grávida de 7 meses e o indivíduo que com o desequilíbrio constante aquando da marcha, contudo, não foram encontradas diferenças muito relevantes entre estes e os restantes indivíduos testados. Assim sendo, não foi possível retirar conclusões em relação comportamento do COP perante estas duas situações.

Depois de todo o processo e trabalho desenvolvido, é possível afirmar que as palmilhas são um instrumento útil e com algumas vantagens do ponto de vista da aquisição da marcha, uma vez que permite que seja feita de forma rápida e cómoda. Ademais, há uma grande probabilidade de ser tornar uma importante ferramenta e recorrente no auxílio aos clínicos que trabalham na área médica da reabilitação e diagnóstico de doenças relacionadas com a marcha.

Pode-se concluir que, face à situação pandémica atual, o trabalho desenvolvido cumpriu uma parte significativa dos objetivos inicialmente propostos e para além disso poderá potenciar trabalhos futuros.

7.2. Trabalho Futuro

Em relação às propostas para trabalhos futuros, existem alguns aspetos importantes que devem ser melhorados ou desenvolvidos nos métodos de aquisição e análise da marcha, de modo a poderem ser obtidos melhores resultados.

O primeiro deve ser a calibração dos sensores, uma vez que constituiu um dos maiores problemas associados às palmilhas. Desta forma, será possível obter os gráficos mais próximos da realidade e será possível fazer a normalização das forças em relação ao peso dos indivíduos, tornando a comparação muito mais fiável e fácil.

Em relação aos indivíduos testados, será interessante, comparar os resultados obtidos para a população saudável com os resultados dos doentes operados por artroscopia do joelho por lesão meniscal, antes da intervenção, durante a reabilitação e no final desta, como estava inicialmente previsto acontecer.

Outra sugestão é a utilização de métodos de inteligência computacional, como as redes neuronais, de modo a criar padrões de referência de marcha nas diversas situações testadas.

Por último, também poderá ser interessante e relevante avaliar o risco de queda durante a marcha nivelada e não-nivelada e, ainda, avaliar com maior detalhe a qualidade do subir e descer escadas.

Referências Bibliográficas

Abboud, R., Rowley, D., e Newton, R. (2000). Lower limb muscle dysfunction may contribute to foot ulceration in diabetic patients. *Clinical Biomechanics*, **15**(1), 37–45.

(Arion, 2020). Acedido em abril de 2020 em: <https://www.wearable.com/running/arion-smart-insoles-review-6361>.

(Arion, 2020a). Acedido em abril de 2020 em: <https://www.arion.run/wearable/>.

Biologydictionary.net Editors. (2017), Foot, Biology Dictionary. Acedido a Abril de 2020 em: <https://biologydictionary.net/foot/>.

Bohannon, R. W., e Williams Andrews, A. (2011). Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy*, **97**(3), 182–189

Browning, R. C., & Kram, R. (2007). Effects of Obesity on the Biomechanics of Walking at Different Speeds. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, **39**(9), 1632–1641.

Chaitow, L., e DeLany, J. (2011). Clinical Application of Neuromuscular Techniques. Gait analysis. 2ªEd. Churchill Livingstone.

Chan, C. W. & Rudins, A. (1994). Foot Biomechanics During Walking and Running. *Mayo Clinic Proceedings*, **69**(5), 448–461.

Chesnin, K. J., Selby-Silverstein, L., e Besser, M. P. (2000). Comparison of an in-shoe pressure measurement device to a force plate: concurrent validity of center of pressure measurements. *Gait & Posture*, **12**(2), 128–133.

DigitSole, Cycling insoles, (2020). Acedido em abril de 2020 em: <https://www.digitsole.com/connected-cycling-insoles-sport-profiler/>.

DigitSole, Running Insoles, (2020). Acedido em abril de 2020 em: <https://www.digitsole.com/connected-running-insoles-sport-profiler/>.

DigitSole, (2020). Acedido em abril de 2020 em: <https://www.digitsole.com/>.

Foot Anatomy. (2017). Acedido em abril de 2020 em: <https://www.orthonorcal.com/a-patients-guide-to-foot-anatomy>.

FScan, (2020). Acedido em abril de 2020 em: <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system>.

Fukuchi, C. A., Fukuchi, R. K., & Duarte, M. (2019). Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis. *Systematic Reviews*, **8**(1).

Ganesan, S., e Ranganathan, R. (2018). Design and development of customised split insole using additive manufacturing technique. *International Journal of Rapid Manufacturing*, **7**(4), 295-309.

Han, T. R., Paik, N. J., & Im, M. S. (1999). Quantification of the path of center of pressure (COP) using an F-scan in-shoe transducer. *Gait & Posture*, **10**(3), 248–254.

Heloísa Sobral (2015). Análise Cinética da Marcha de Pacientes Sujeitos à Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior. Tese de Mestrado em Engenharia Biomédica. Universidade de Coimbra. 214 pp.

Técnica de Lisboa, Lisboa. 150 pp. Herzog, W., Nigg, B. M., Read, L. J., & Olsson, E. (1989). Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, **21**(1), 110–114.

Herssens, N., Verbecque, E., Halleman, 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.

Hodgins, D. (2008). The importance of measuring human gait. *Medical Device Technology*. **19**(5):42,44-7.

Jamshidi, N., Rostami, M., Najarian, S., Menhaj, M., Saadatnia, M., e Salami, F. (2010). Differences in center of pressure trajectory between normal and steppage gait. *Journal of research in medical sciences*. **15**(1): 33–40.

Karekla, X., e Tyler, N. (2018). Maintaining balance on a moving bus: The importance of three-peak steps whilst climbing stairs. *Transportation Research Part A: Policy and Practice*, **116**: 339–349.

Marasovic, T., Cecic, M., e Zanchi, V. (2009). Analysis and Interpretation of Ground Reaction Forces in Normal Gait. *WSEAS Transactions on Systems*. **8**: 1105-1114.

MoticonScience (2020). Acedido em abril de 2020 em: https://www.moticon.de/wp-content/uploads/2019/08/Moticon-SCIENCE_Sensor-Insole-Product-Specification_EN_web.pdf

Moustakidis, S. P., Theocharis, J. B., e Giakas, G. (2008). Subject Recognition Based on Ground Reaction Force Measurements of Gait Signals. *Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B (Cybernetics)*. *IEEE*. **38**(6), 1476–1485.

Muro-de-la-Herran, A., Garcia-Zapirain, B., e Mendez-Zorrilla, A. (2014). Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, *Highlighting Clinical Applications*. *Sensors*, **14**(2), 3362–3394.

Novak, A.C., Reid, S.M., Costigan, P.A., e Brouwer, B., (2010). Stair negotiation alters stability in older adults. *Lower Extrem*. **10**:47–51. Acedido em abril de 2020 em: <https://lermagazine.com/article/stair-negotiation-alters-stability-in-older-adults>

Novel, (2020). Acedido em abril de 2020 em: <https://www.novel.de/products/>

Oks, A., Katasevs, A., Bernans, E., e Aboliņš V. (2017). Smart Socks System as an Equipment to Analyze Temporal Parameters of Human Gait and Running. *Proceedings of the 11th International Scientific and Practical Conference*. **3**,238-24

Pinto, L., Roseiro, L., Margalho, L., Gomes, F., Roseiro, T., e Carvalhais, P. (2017). Foot Pressure Distribution of Patients with Hallux Valgus During Walking up and Down Stairs. *Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics*. 21–26.

Quinn, E. (2019), Orthopedics Leg, Foot & Ankle. Acedido em abril 2020 em: <https://www.verywellhealth.com/foot-anatomy-and-physiology-3119204>.

Richards, J., Chohan, A., e Erande, R. (2013). Tidy's Physiotherapy, Biomechanics. 15^a Ed, Elsevier. Edinburgh.

Riener, R., Rabuffetti, M., e Frigo, C. (2002). Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait & Posture*, **15**(1), 32–44.

Robles, A., Cardiel, E., Alvarado, C., e Hernandez, P. R. (2019). Development of a Monitoring System for Vertical Plantar Pressure Distribution during Human Walking. *Global Medical Engineering Physics Exchanges/ Pan American Health Care Exchanges (GMEPE/PAHCE)*. Buenos Aires, Argentina, 26-31 de março de 2019. *IEEE*.

Rosenbaum, D., e Becker, H.-P. (1997). Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. *Foot and Ankle Surgery*, **3**(1), 1–14.

Saúde e bem-estar: IMC (2020). Acedido em junho 2020 em: <https://www.hospitaldaluz.pt/pt/guia-de-saude/saude-e-bem-estar/53/indice-massa-corporal-imc-calculador>.

Samson, M. M., Crowe, A., de Vreede, P. L., Dessens, J. A. G., Duursma, S. A., & Verhaar, H. J. J. (2001). Differences in gait parameters at a preferred walking speed. **13**(1):16-21.

Segel, J.D., e Crawford, S. (2014). Anatomy of the COP gait line and computer-aided gait analysis. *Pm's Tech Forum/Orthotics & Biomechanics*.

Silva, F. R., Muniz, A. M. de S., Cerqueira, L. S., & Nadal, J. (2018). Biomechanical alterations of gait on overweight subjects. *Research on Biomedical Engineering*, **34**(4), 291–298.

- Surer, E., e Kose, A. (2011). Methods and Technologies for Gait Analysis. *Computer Analysis of Human Behavior*. Springer. London.
- Stacoff, A., Diezi, C., Luder, G., Stüssi, E., Inès, A., e Kramers-de Quervain, (2005). Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. *Gait & Posture*, **21**(1), 24–38.
- Stacoff, A., Quervain, I. A. K., Luder, G., List, R., & Stüssi, E. (2007a). Ground reaction forces on stairs. *Gait & Posture*, **26**(1), 48–58.
- Tao, W., Liu, T., Zheng, R., e Feng, H. (2012), Gait Analysis Using Wearable Sensors. *Sensors*, **12**(2), 2255–2283.
- Whittle, M. (2007), An Introduction to Gait Analysis. 4^a Ed. Butterworth-Heinemann.
- Wilson, C. (2020, 1 de janeiro), *Foot and Ankle Anatomy*. Acedido em abril de 2020 em: <https://www.foot-pain-explored.com/ankle-anatomy.html>.
- Webster, J.B., e Darter, B.J. (2019). Atlas of Orthoses and Assistive Devices. Principles of Normal and Pathologic Gait. 5^a Ed, Elsevier. Edinburgh.
- Wang, Y., & Watanabe, K. (2012). Limb Dominance Related to the Variability and Symmetry of the Vertical Ground Reaction Force and Center of Pressure. *Journal of Applied Biomechanics*, **28**(4), 473–478.
- Watkins, J., e Mathieson, I. (2009). The Pocket Podiatry Guide: Functional Anatomy. Structure and function of the foot.
- Winiarski, S. e Rutkowska-Kucharska, A. (2009). Estimated ground reaction force in normal and pathological gait. **11**(1).53-60.
- Wang, X., Ma, Y., Hou, B. Y., & Lam, W.-K. (2017). Influence of Gait Speeds on Contact Forces of Lower Limbs. *Journal of Healthcare Engineering*, 1–6.

8. Anexos

8.1. Anexo A - Tabelas Dos parâmetros

Tabela 8.1 Valores médios dos parâmetros do grupo 1 e os respectivos desvios padrão

Grupo 1 (20-55 anos)								
Testes	Duração da passada (s)		Tempo de apoio (%)		Tempo de apoio (s)		Tempo de voo (s)	
	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq
Marcha lenta	0,98 (0,27)	0,90 (0,24)	59,62 (5,34)	61,14 (8,32)	0,54 (0,13)	0,53 (0,13)	0,37 (0,16)	0,34 (0,14)
Marcha Normal	0,66 (0,06)	0,70 (0,08)	63,14 (3,35)	60,63 (7,84)	0,42 (0,03)	0,43 (0,07)	0,24 (0,04)	0,28 (0,08)
Marcha Rápida	0,57 (0,09)	0,52 (0,08)	65,50 (3,50)	64,33 (6,97)	0,36 (0,05)	0,32 (0,05)	0,19 (0,04)	0,18 (0,05)
Subida	0,80 (0,10)	0,74 (0,11)	65,00 (3,27)	68,00 (3,58)	0,52 (0,05)	0,50 (0,05)	0,28 (0,06)	0,24 (0,06)
Descida	0,67 (0,16)	0,61 (0,16)	55,14 (10,78)	62,20 (4,87)	0,36 (0,05)	0,37 (0,07)	0,32 (0,15)	0,24 (0,09)

Tabela 8.2 Valores médios dos parâmetros do grupo 2 e os respectivos desvios padrão

Grupo 2 (mais de 55 anos)								
Testes	Duração da passada (s)		Tempo de apoio (%)		Tempo de apoio (s)		Tempo de voo (s)	
	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq
Marcha lenta	1,05 (0,26)	1,03 (0,21)	57,79 (2,13)	54,00 (3,00)	0,61 (0,13)	0,56 (0,13)	0,45 (0,13)	0,47 (0,08)
Marcha Normal	0,75 (0,14)	0,75 (0,12)	58,25 (3,19)	56,63 (3,74)	0,44 (0,07)	0,42 (0,07)	0,32 (0,07)	0,33 (0,06)
Marcha Rápida	0,63 (0,08)	0,62 (0,11)	60,14 (5,11)	59,43 (4,69)	0,38 (0,06)	0,36 (0,06)	0,25 (0,05)	0,25 (0,06)
Subida	0,85 (0,18)	0,83 (0,15)	62,63 (2,83)	61,43 (4,17)	0,53 (0,12)	0,51 (0,08)	0,31 (0,06)	0,32 (0,07)
Descida	0,80 (0,28)	0,79 (0,07)	52,14 (8,95)	49,00 (7,91)	0,39 (0,11)	0,37 (0,07)	0,39 (0,17)	0,39 (0,08)

Tabela 8.3 Valores médios dos parâmetros do grupo 3 e os respectivos desvios padrão

Grupo 3 (18.5<IMC<24,9)								
Testes	Duração da passada (s)		Tempo de apoio (%)		Tempo de apoio (s)		Tempo de voo (s)	
	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq
Marcha lenta	0,84 (0,18)	0,83 (0,16)	60,19 (3,43)	59,29 (9,53)	0,50 (0,09)	0,48 (0,08)	0,34 (0,10)	0,34 (0,12)
Marcha Normal	0,65 (0,10)	0,66 (0,09)	60,00 (4,34)	57,57 (3,92)	0,39 (0,04)	0,38 (0,04)	0,27 (0,06)	0,29 (0,06)
Marcha Rápida	0,53 (0,08)	0,49 (0,11)	65,17 (4,18)	65,50 (5,59)	0,35 (0,06)	0,32 (0,07)	0,19 (0,03)	0,17 (0,09)
Subida	0,70 (0,13)	0,75 (0,17)	63,25 (3,42)	62,75 (6,76)	0,45 (0,1)	0,47 (0,09)	0,26 (0,04)	0,29 (0,10)
Descida	0,58 (0,17)	0,63 (0,09)	58,00 (5,87)	50,33 (8,73)	0,33 (0,09)	0,32 (0,04)	0,25 (0,09)	0,28 (0,11)

Tabela 8.4 Valores médios dos parâmetros do grupo 4 e os respectivos desvios padrões

Grupo 4 (IMC>25)								
Testes	Duração da passada (s)		Tempo de apoio (%)		Tempo de apoio (s)		Tempo de voo (s)	
	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq	Dir	Esq
Marcha lenta	1,12 (0,29)	1,05 (0,24)	57,43 (4,87)	55,00 (2,39)	0,64 (0,14)	0,58 (0,14)	0,49 (0,16)	0,47 (0,10)
Marcha Normal	0,76 (0,12)	0,78 (0,09)	60,30 (3,72)	57,00 (6,09)	0,45 (0,05)	0,44 (0,06)	0,30 (0,07)	0,34 (0,07)
Marcha Rápida	0,63 (0,07)	0,61 (0,11)	58,80 (4,92)	56,20 (3,71)	0,38 (0,04)	0,36 (0,04)	0,25 (0,03)	0,25 (0,04)
Subida	0,90 (0,11)	0,84 (0,09)	63,29 (2,71)	63,83 (2,61)	0,57 (0,07)	0,54 (0,05)	0,33 (0,05)	0,31 (0,05)
Descida	0,80 (0,22)	0,74 (0,12)	51,57 (9,02)	57,80 (7,68)	0,40 (0,09)	0,42 (0,04)	0,40 (0,16)	0,32 (0,11)

8.2. Anexo B - Gráficos obtidos da FRS

Tabela 8.5 Dados dos indivíduos testados

Número do indivíduo	Género	Idade (Anos)	Massa (Kg)	Altura (m)	IMC (kg/m ²)	Número do calçado
1	M	23	55	1,75	18,0	43
2	M	29	82	1,80	25,3	42
3	F	29	50	1,61	19,3	36
4	F	32	77	1,62	29,3	39
5 (Grávida)	F	32	70	1,59	28,0	38
6	F	42	59	1,64	21,9	38
7	F	43	63	1,55	36,2	36
8	F	50	49	1,56	20,1	37
9	F	57	60	1,61	23,1	36
10	M	57	97	1,72	32,8	42
11	F	58	64	1,58	25,6	38
12	M	60	73	1,72	24,7	40
13	F	62	67	1,68	23,7	38
14	M	63	90	1,73	30,1	43
15	F	67	63	1,52	27,3	38
16	F	71	59	1,62	22,5	37
Valor médio	-	48,4	67,4	1,6	24,9	39
Desvio Padrão		15,1	13,2	7,81	4,1	2,3

De seguida, serão apresentados os gráficos obtidos da FRS para os cinco testes de cada indivíduo, pela ordem da tabela. Dado que, o indivíduo 1,4,5 e 12 já tem os seus gráficos apresentados no capítulo 6, começamos pelo indivíduo 2.

▪ **Indivíduo 2**

Marcha Lenta, Normal e Rápida

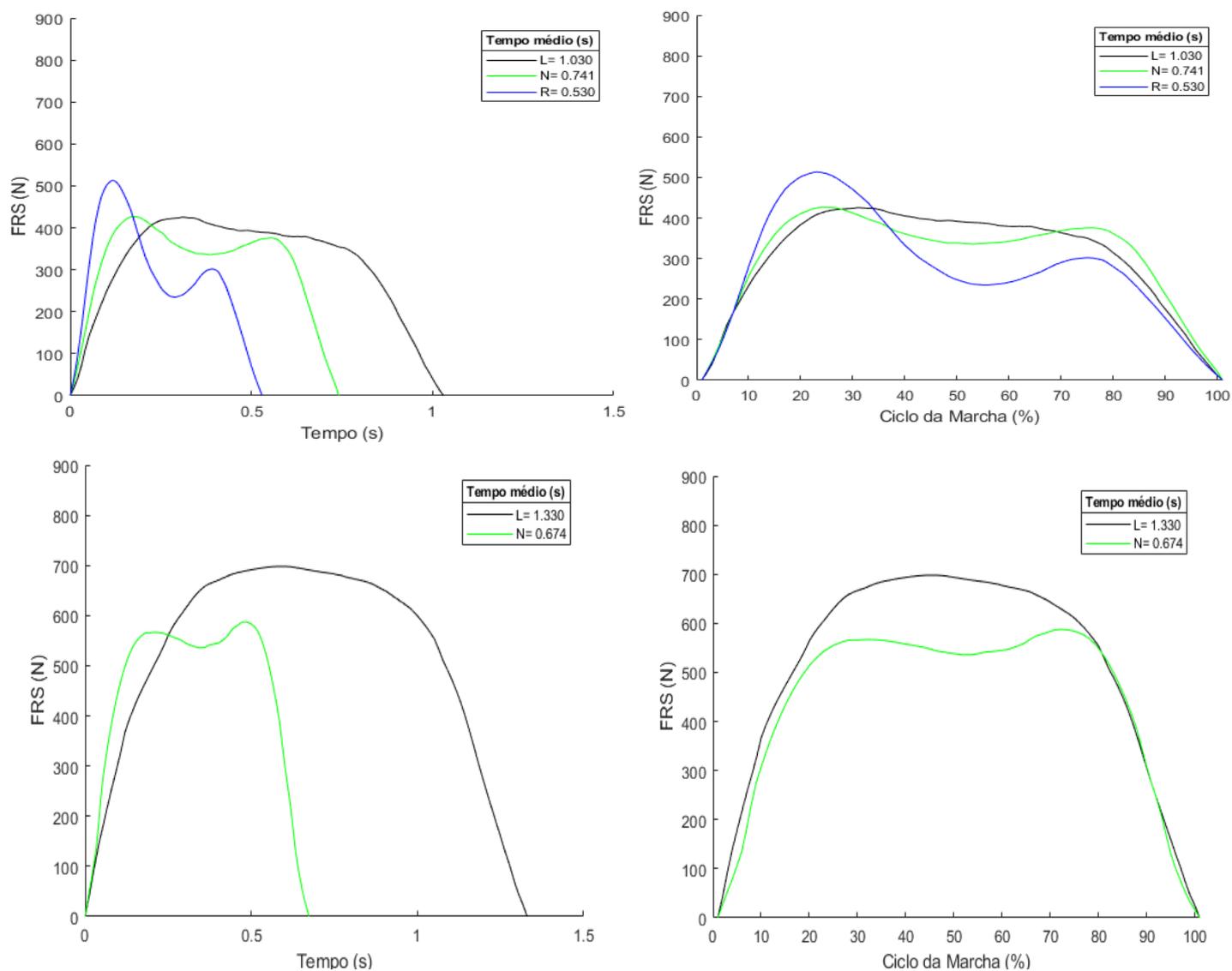


Figura 8.1 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápida em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).

Subida e Descida de Escadas

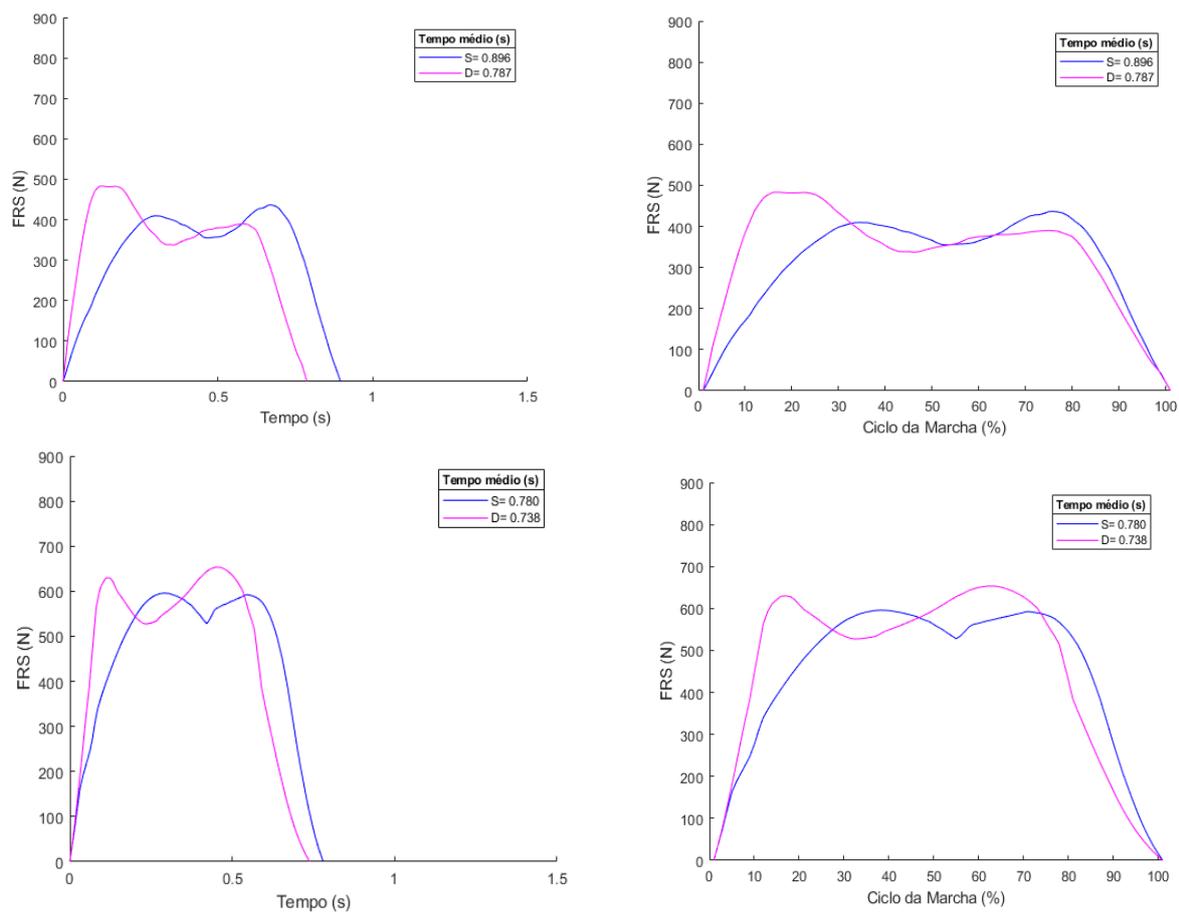


Figura 8.2 FRS média para subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).

▪ **Indivíduo 3**

Marcha Lenta, Normal e Rápida

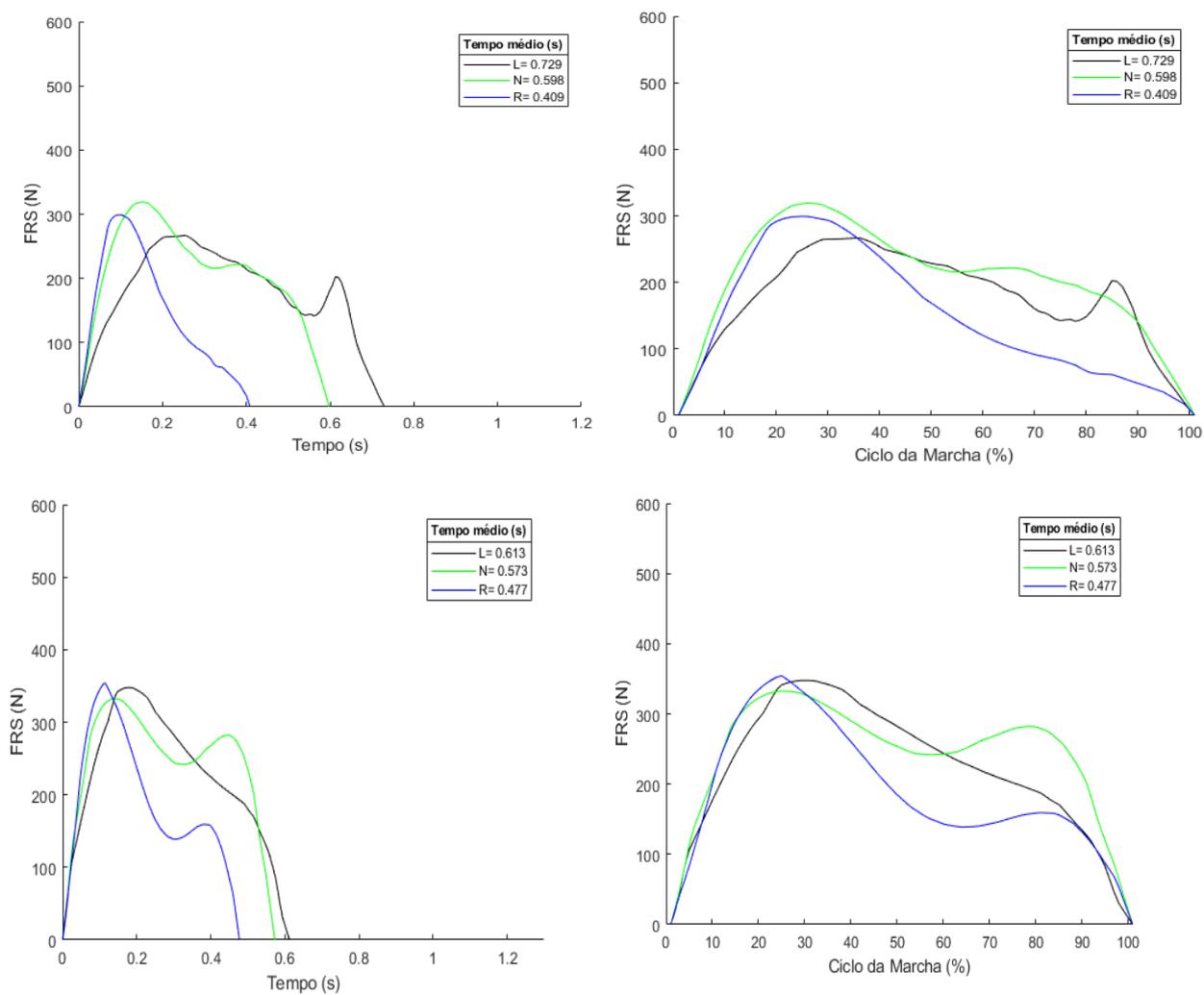


Figura 8.3 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).

Subida e Descida de Escadas

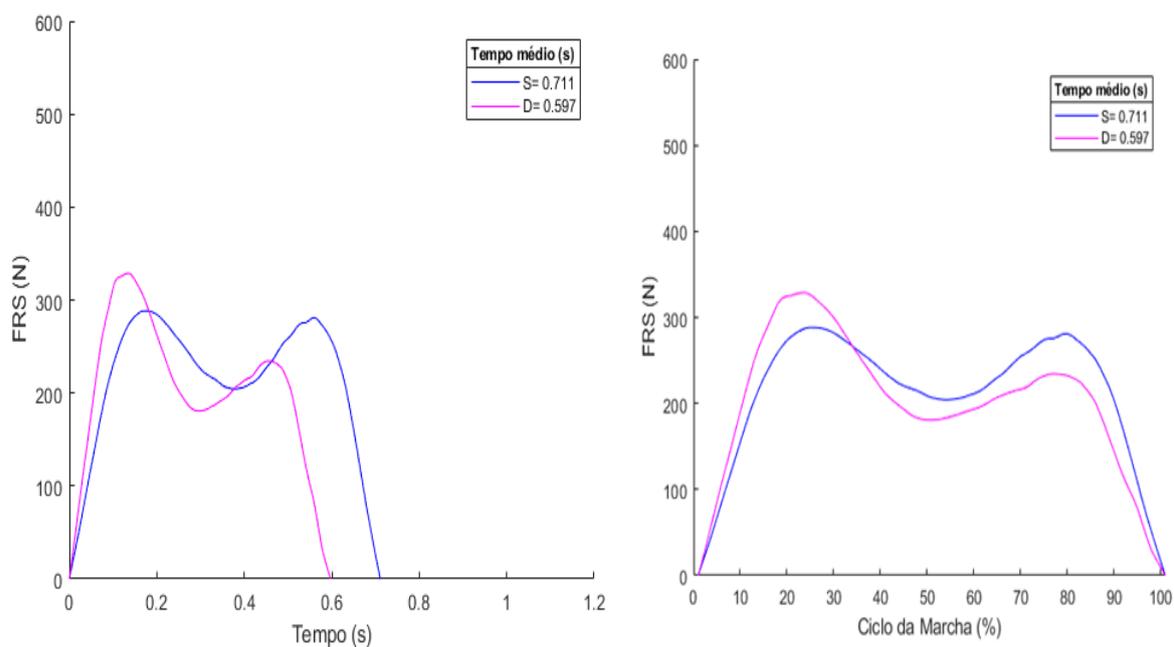


Figura 8.4 FRS média para subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo).

▪ **Indivíduo 6**

Marcha Lenta, Normal e Rápida

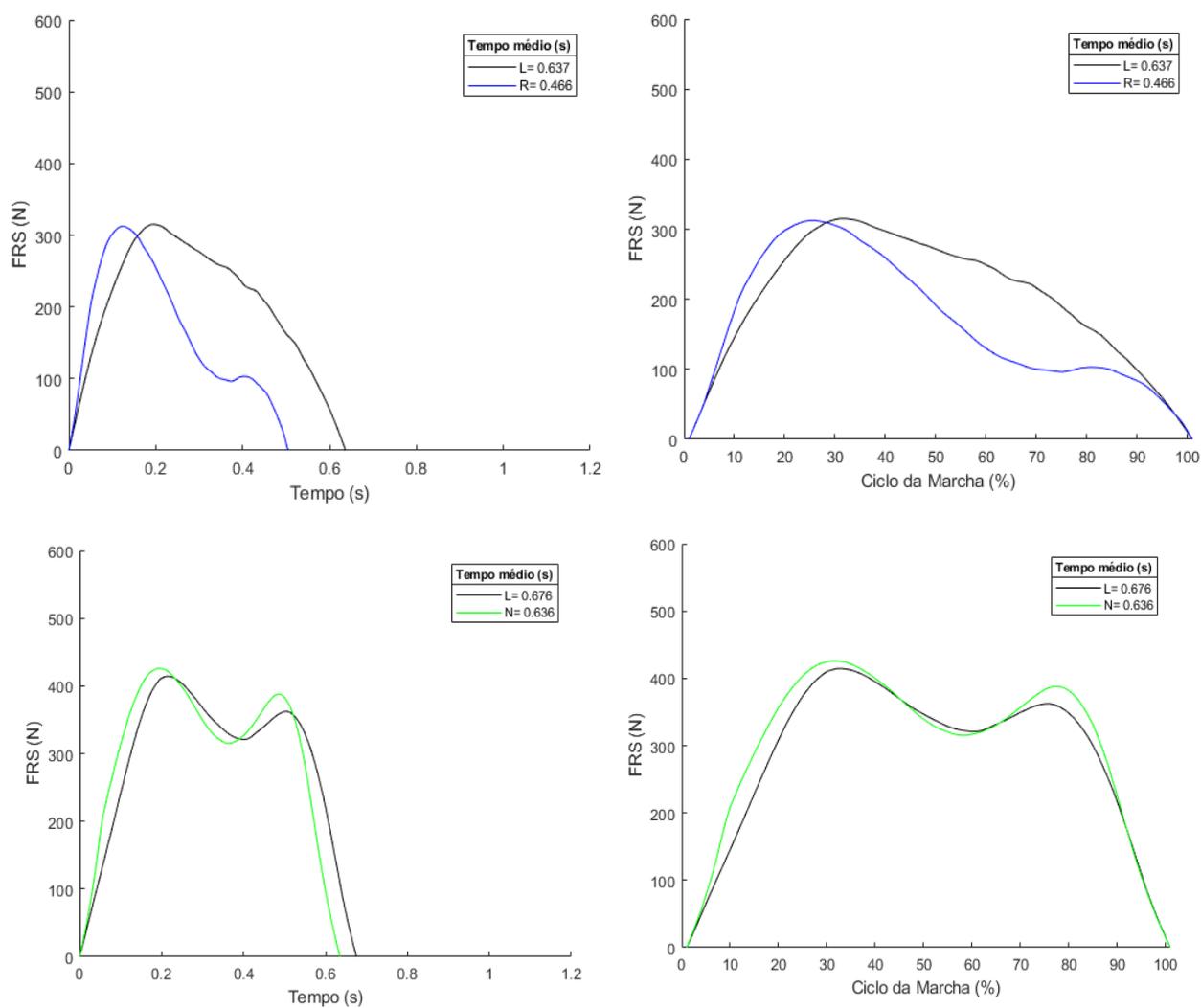


Figura 8.5 FRS média para lento e rápido para o pé esquerdo (em cima) e lento e normal para o pé direito (em baixo) em função do tempo e do ciclo de marcha.

Subida e Descida de Escadas

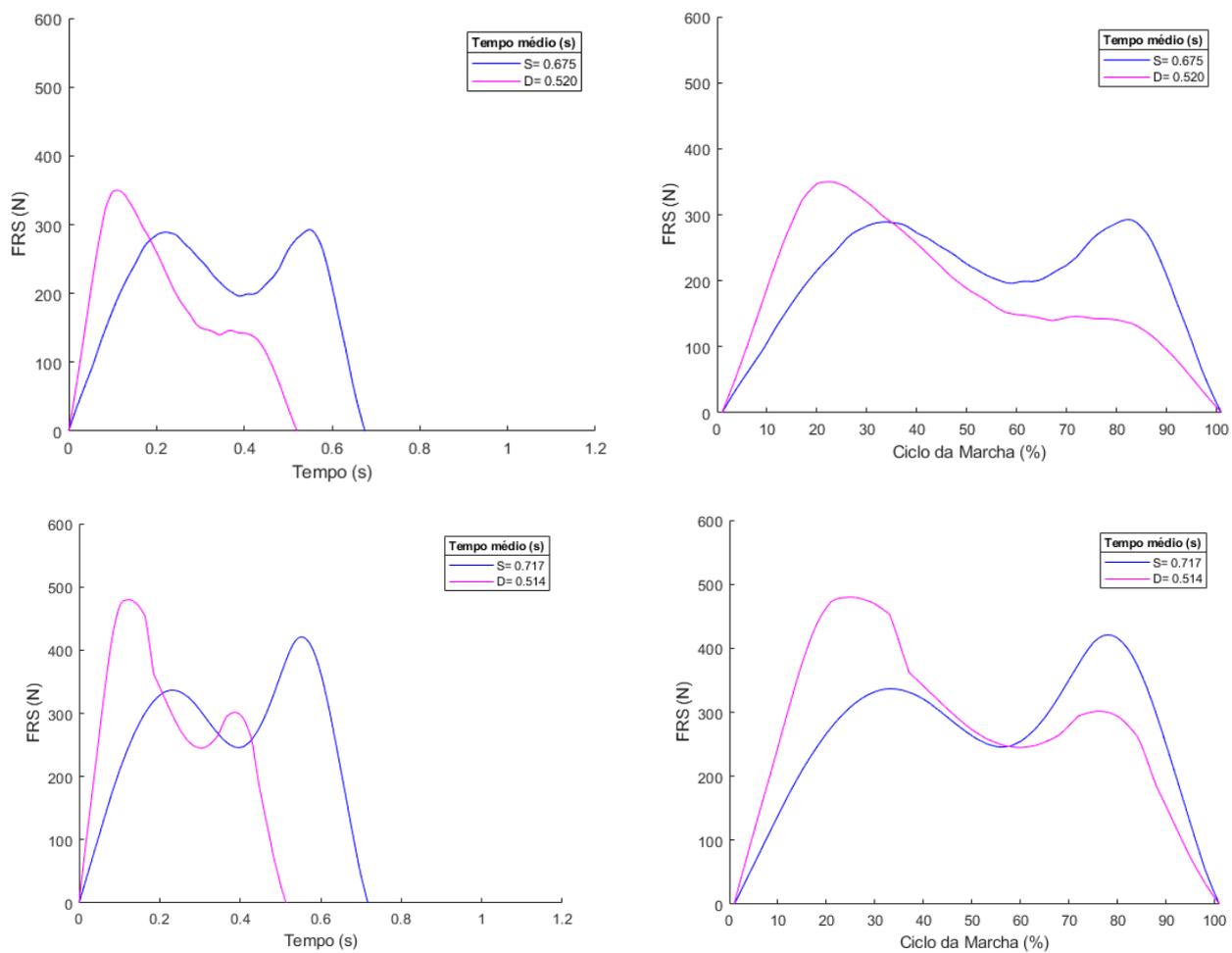


Figura 8.6 FRS média para subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima e pé direito em baixo).

▪ **Indivíduo 7**

Marcha Lenta, Normal e Rápida

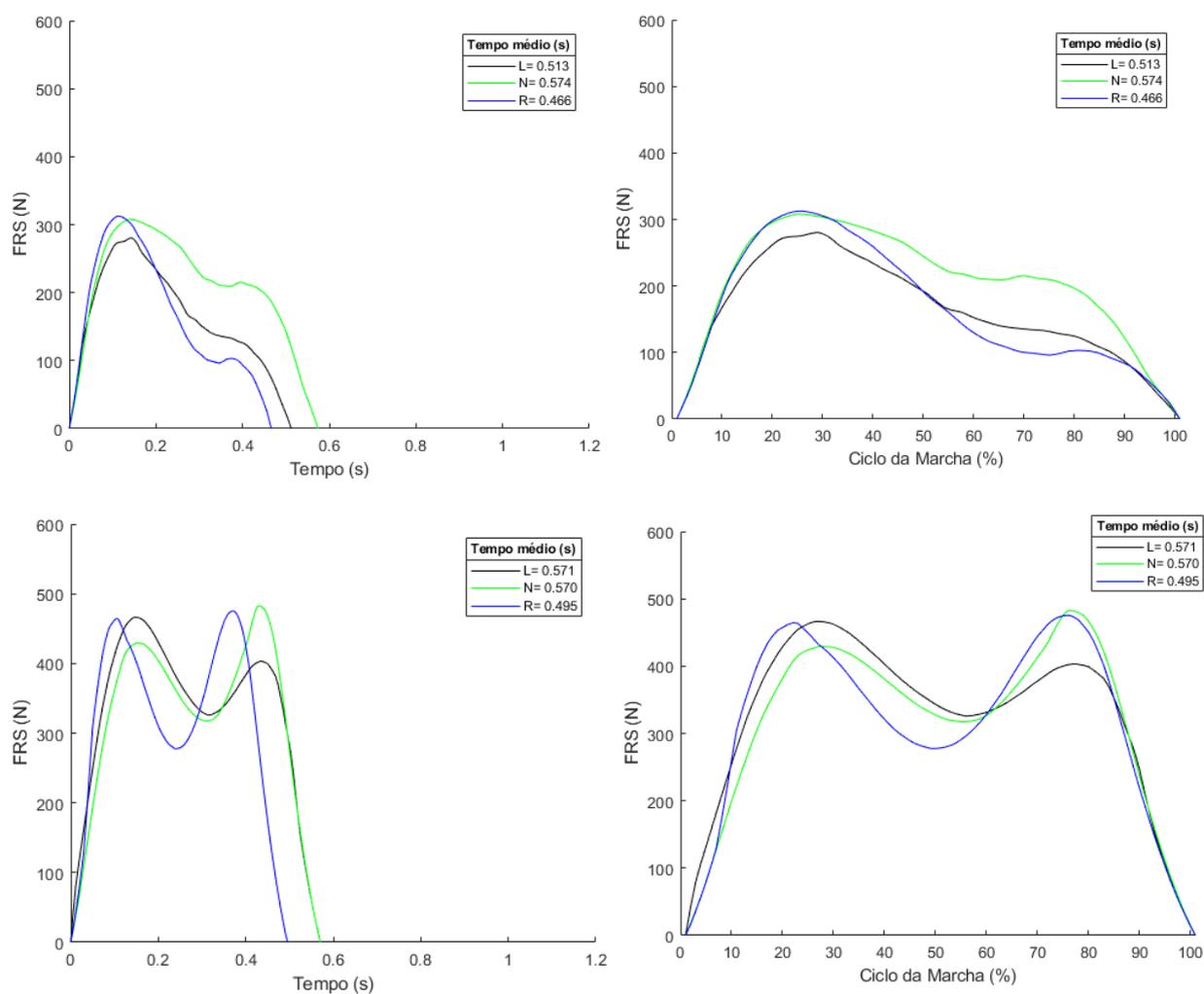


Figura 8.7 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápida em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).

Subida e Descida de Escadas

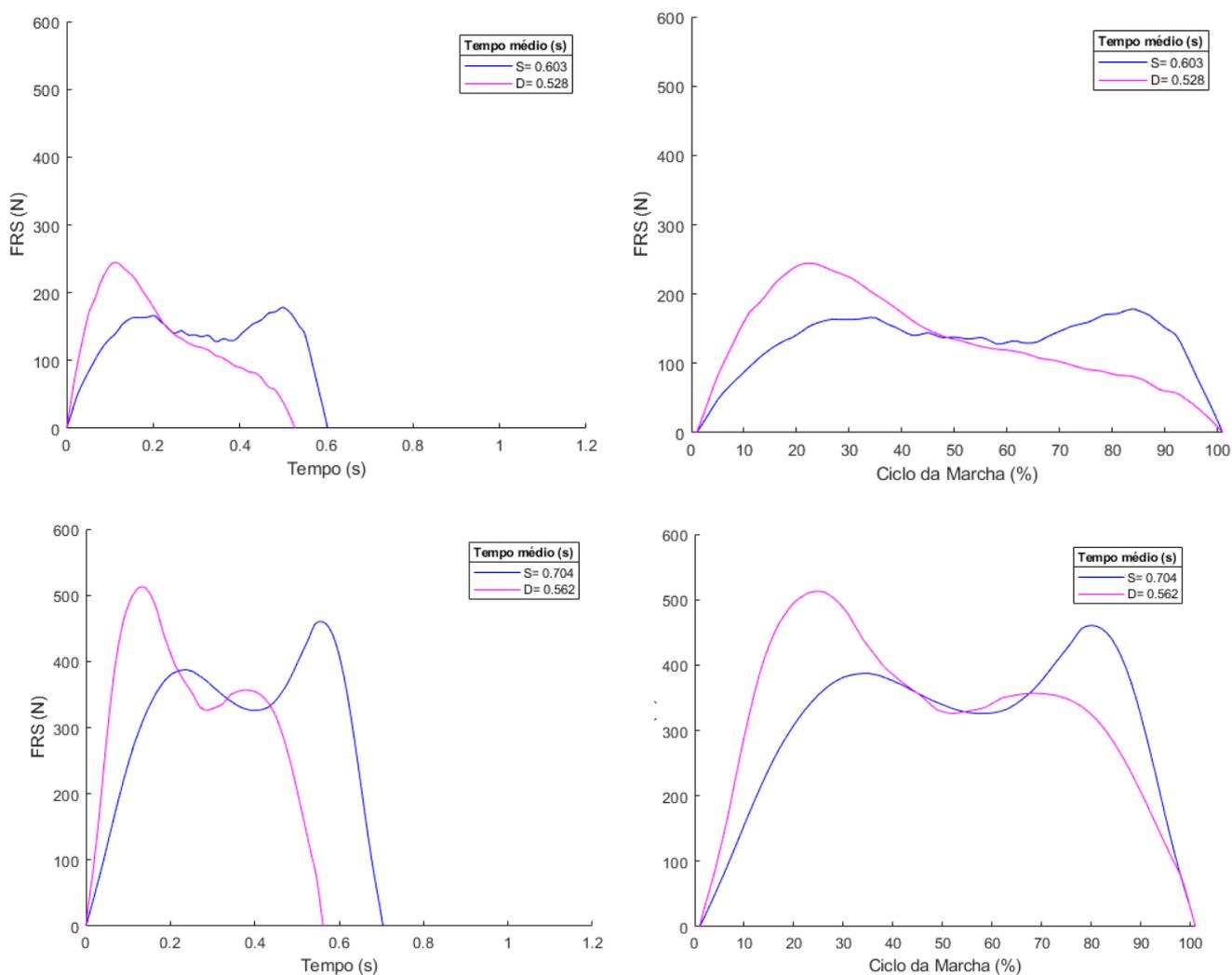


Figura 8.8 FRS média para subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima e pé direito em baixo).

▪ **Indivíduo 8**

Marcha Lenta, Normal e Rápida

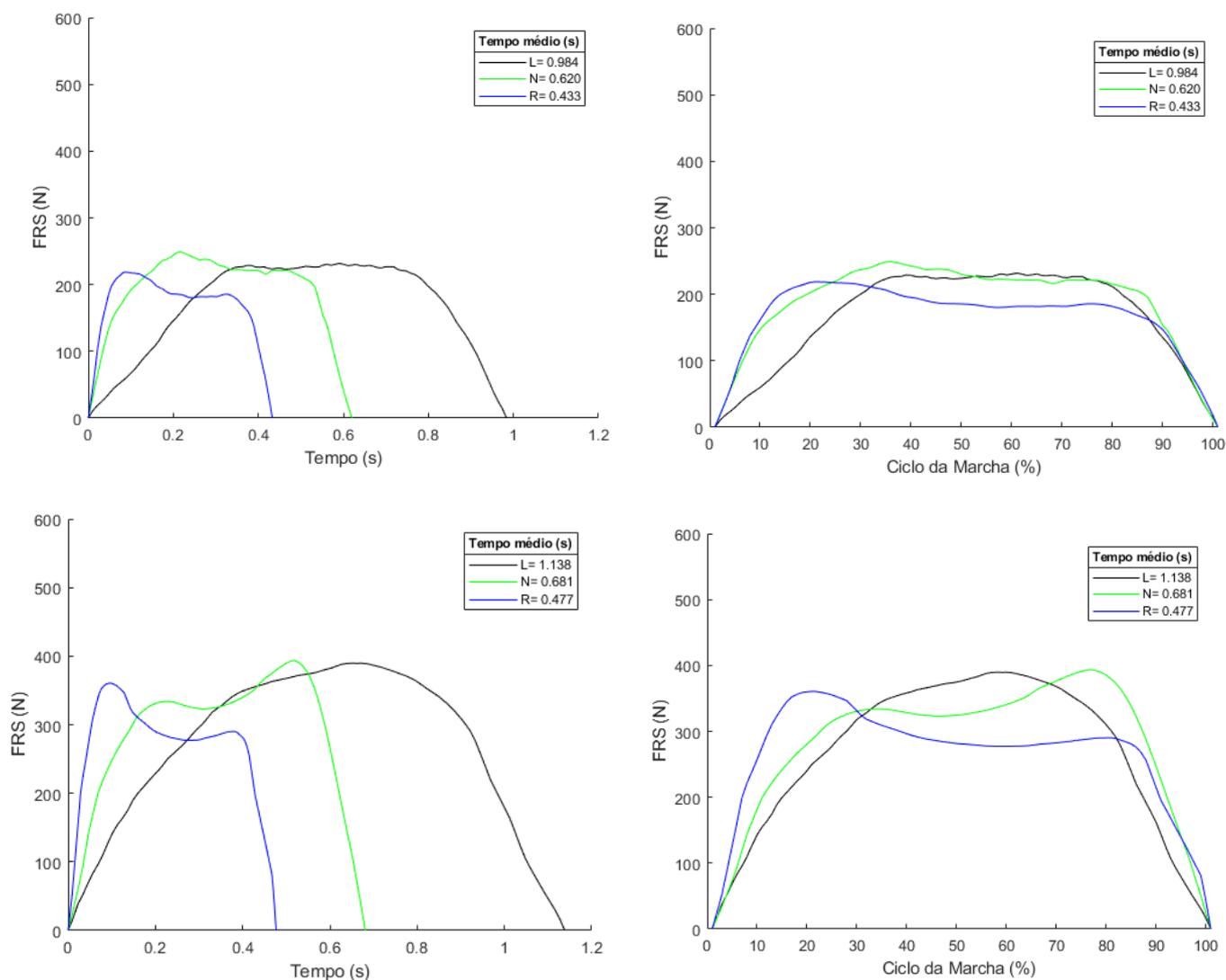


Figura 8.9 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).

▪ **Indivíduo 9**

Marcha Lenta, Normal e Rápida

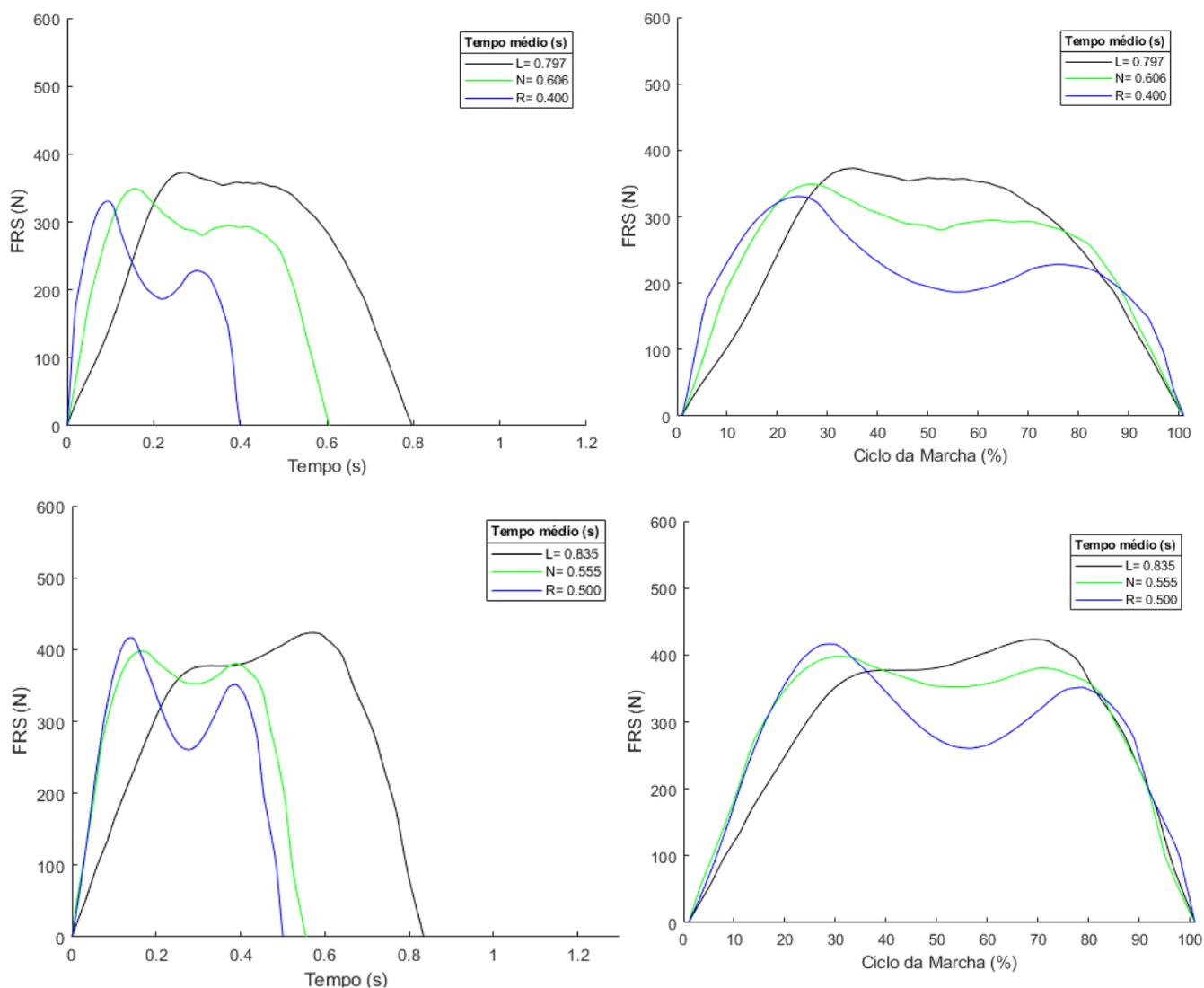


Figura 8.10 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).

Subida e Descida de escadas

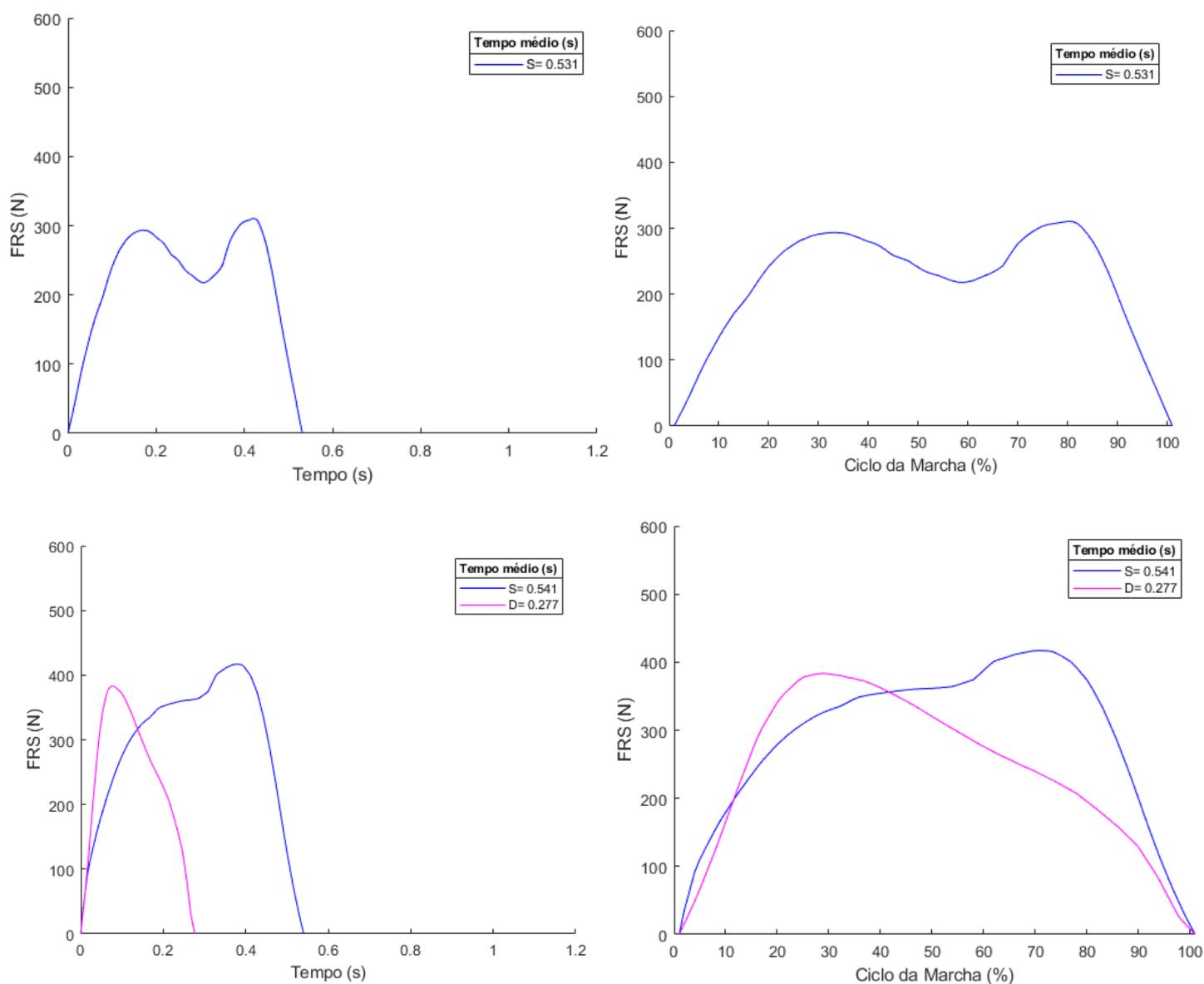


Figura 8.11 FRS média para subida ,em cima, e subida e descida de escadas, em baixo, em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima e pé direito em baixo).

▪ **Indivíduo 10**

Marcha Lenta, Normal e Rápida

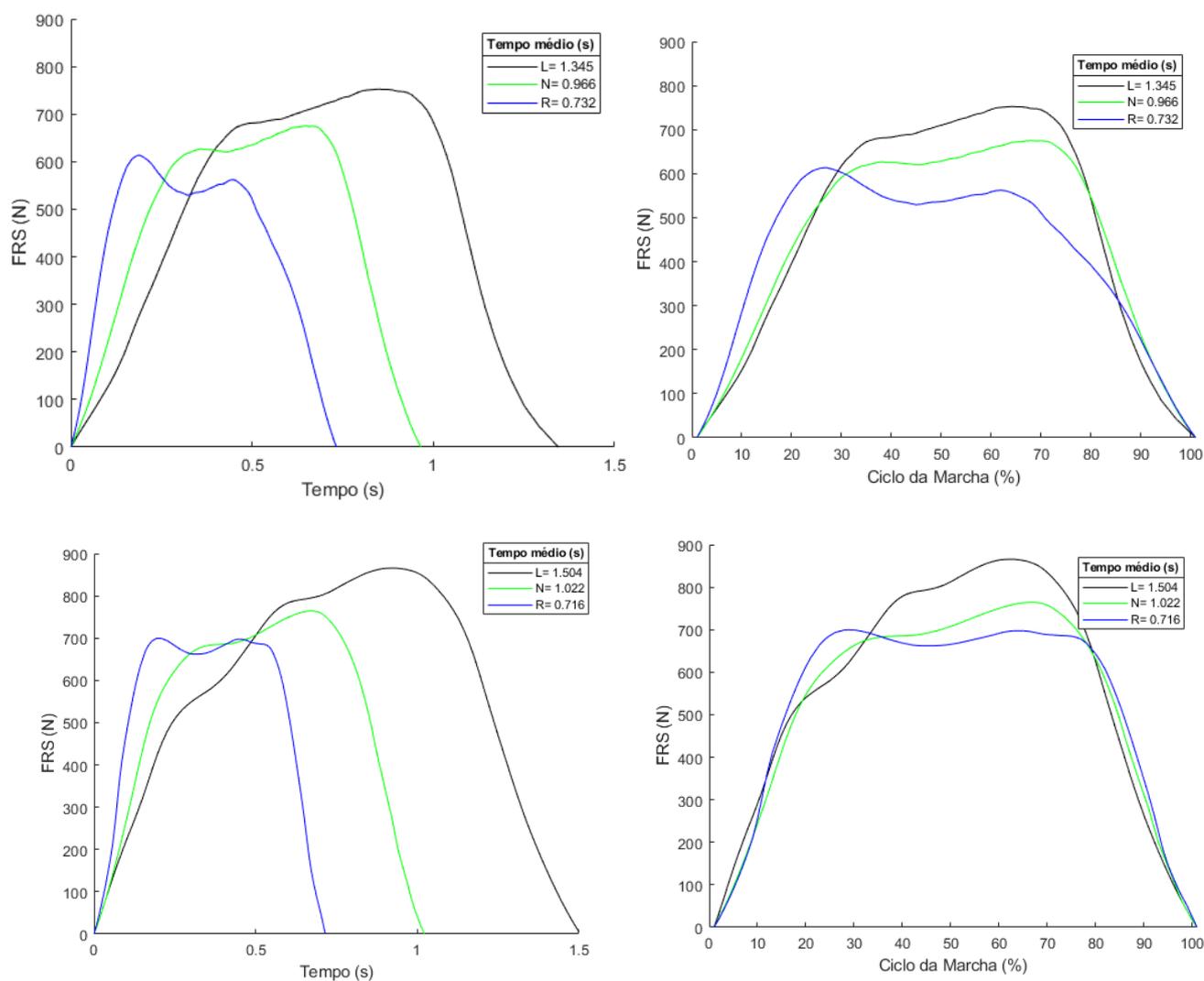


Figura 8.12 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).

Subida e Descida de escadas

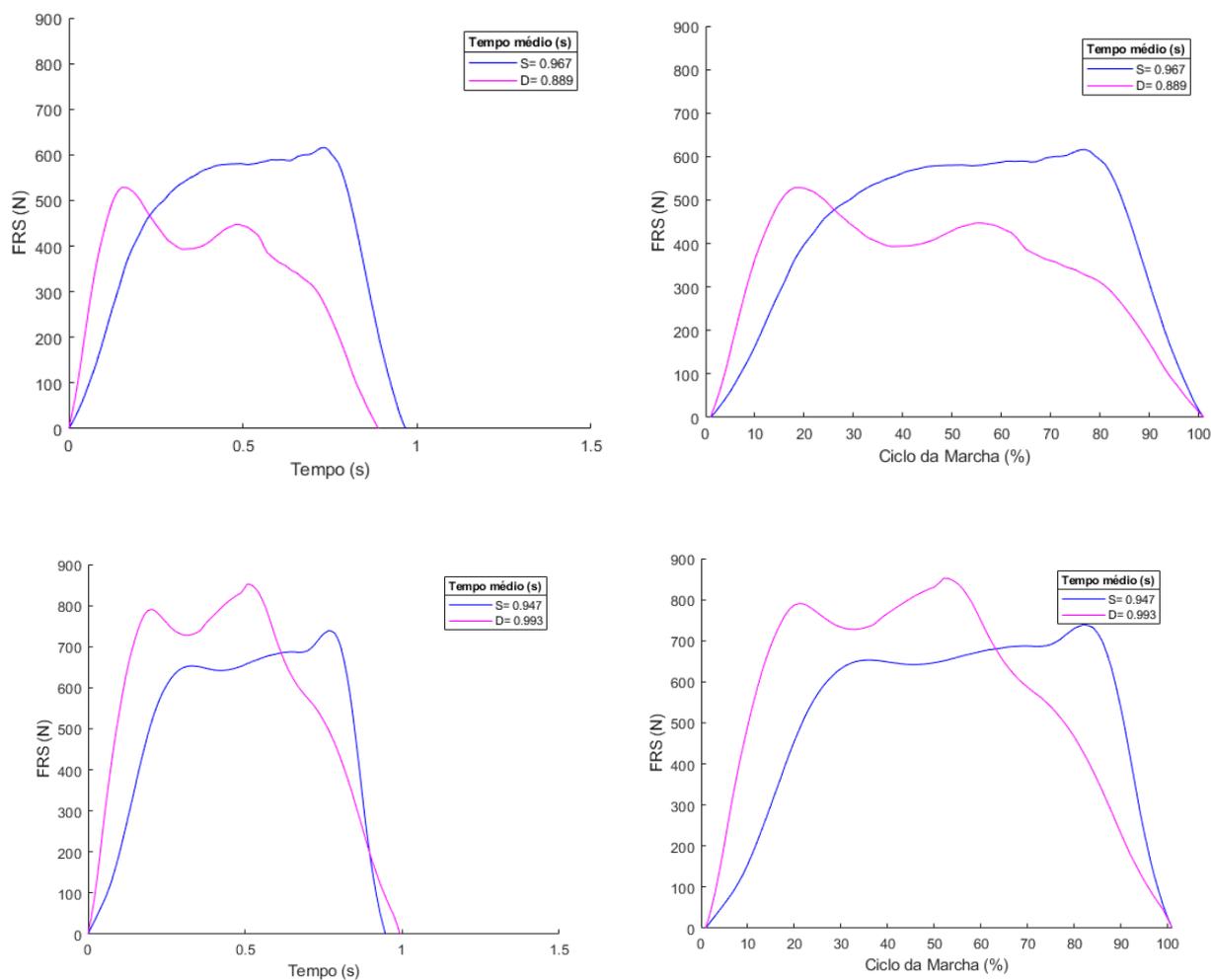


Figura 8.13 FRS média para subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima e pé direito em baixo).

▪ **Indivíduo 11**

Marcha Lenta, Normal e Rápida

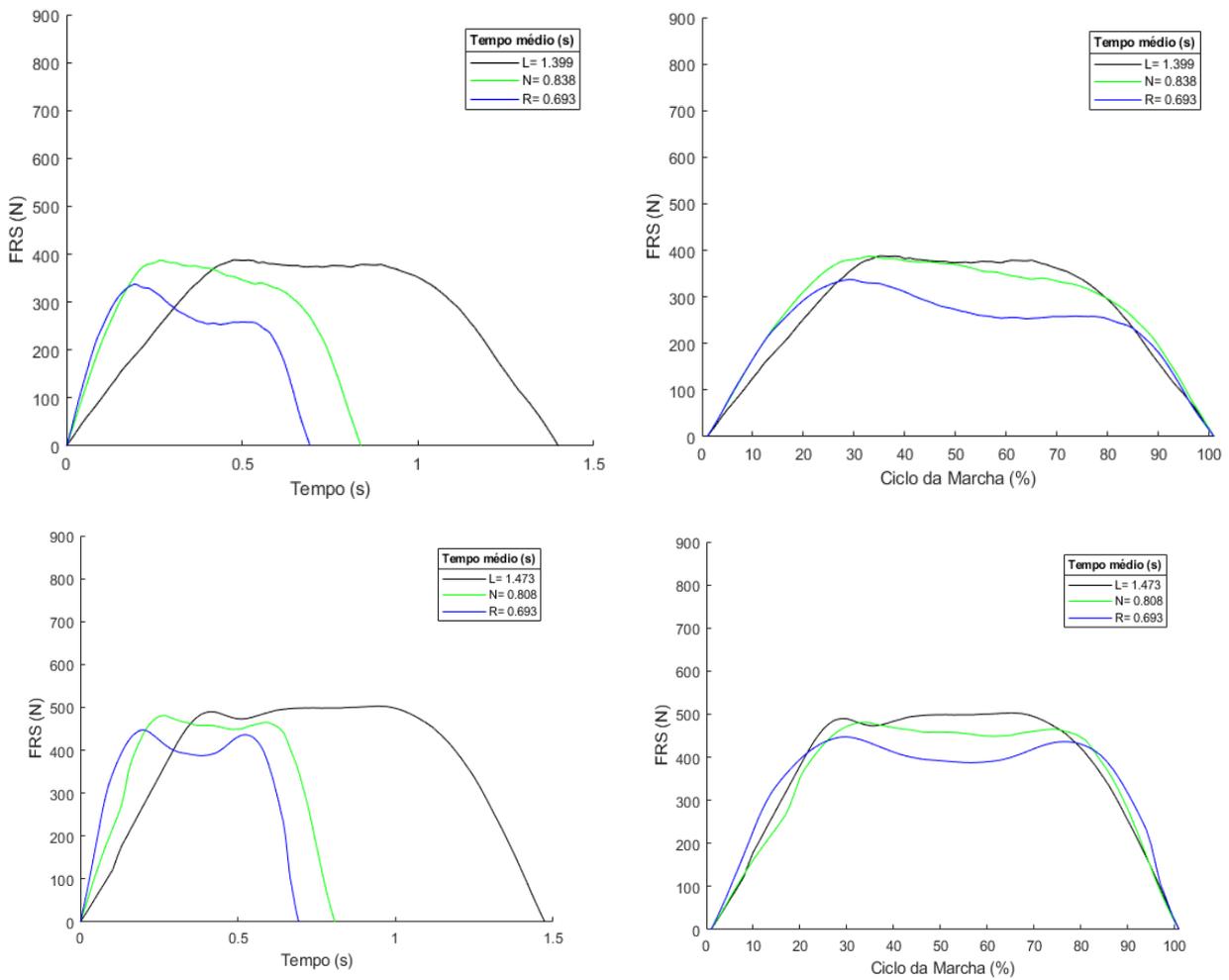


Figura 8.14 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).

Subida e Descida de escadas

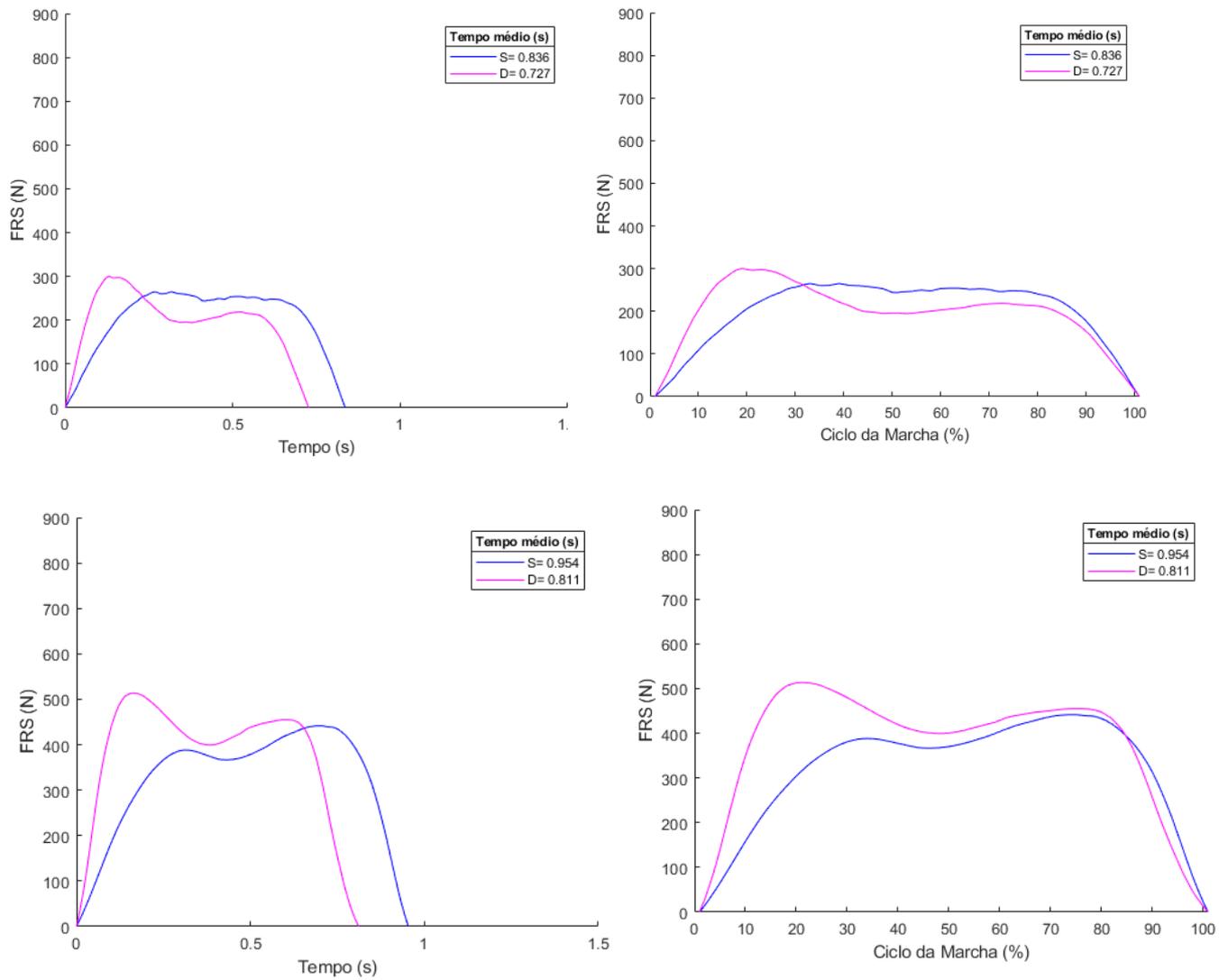


Figura 8.15 FRS média para subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima e pé direito em baixo).

▪ **Indivíduo 13**

Marcha Lenta, Normal e Rápida

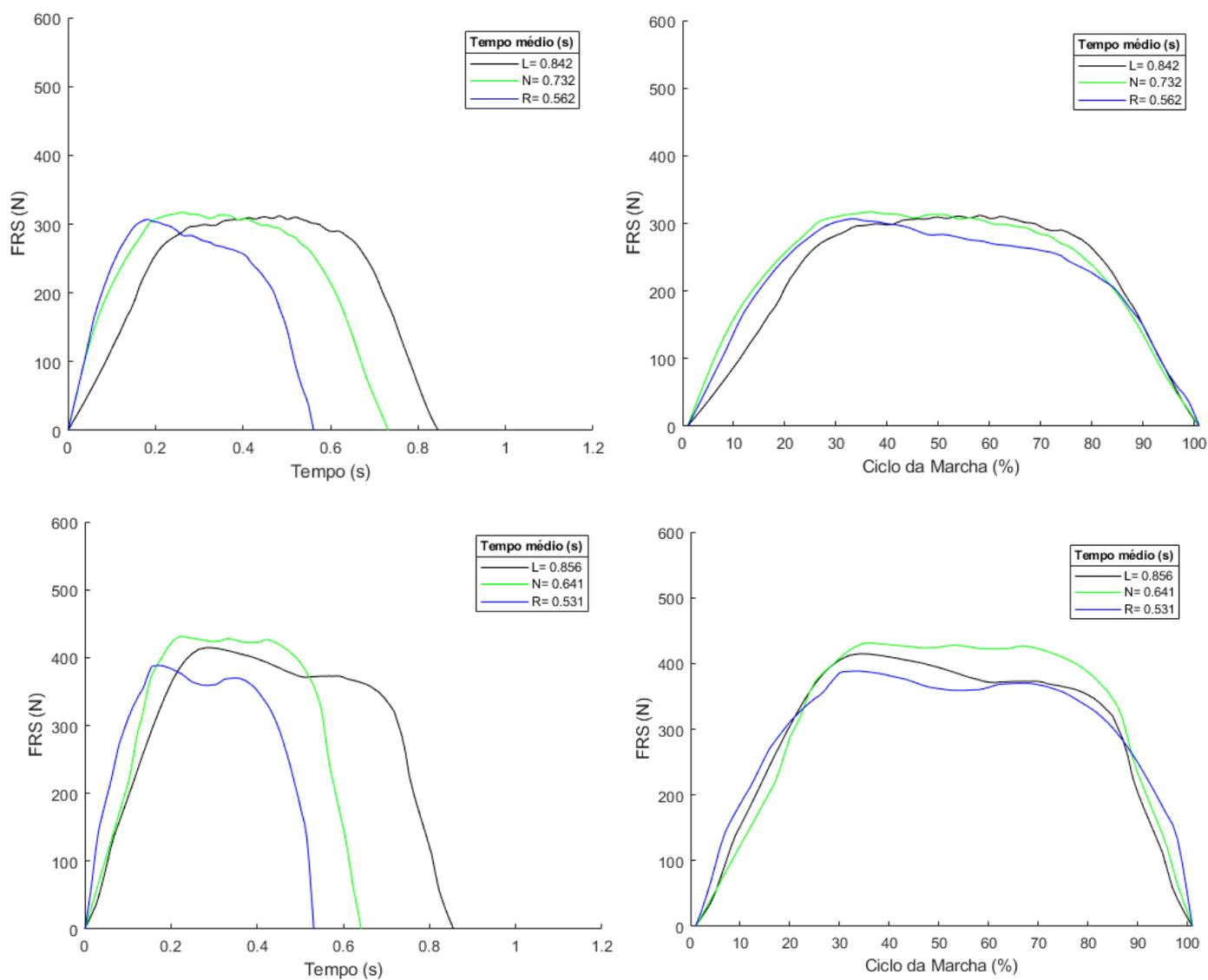


Figura 8.16 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).

Subida e Descida de Escadas

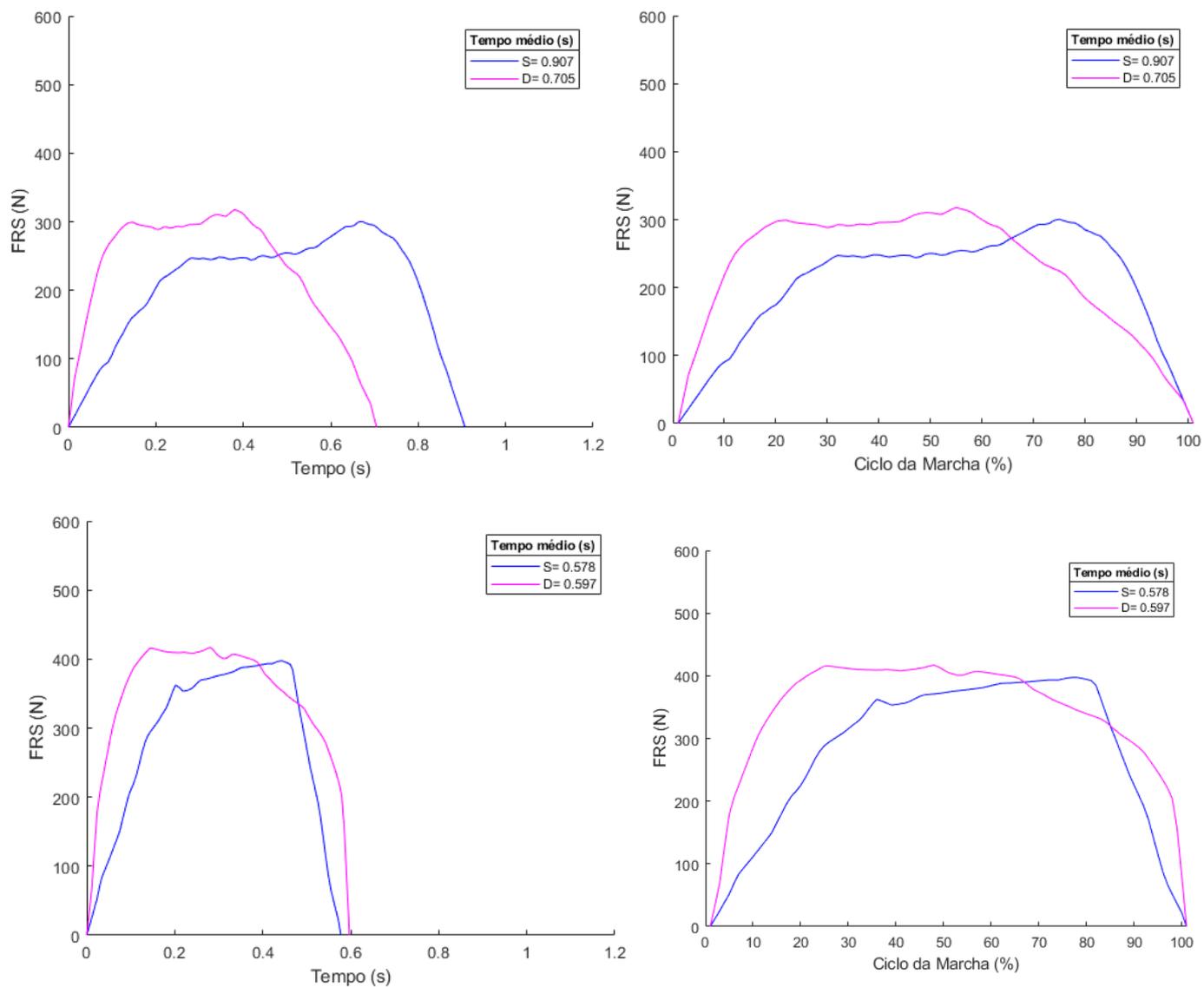


Figura 8.17 FRS média para subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima e pé direito em baixo).

▪ **Indivíduo 14**

Marcha Lenta, Normal e Rápida

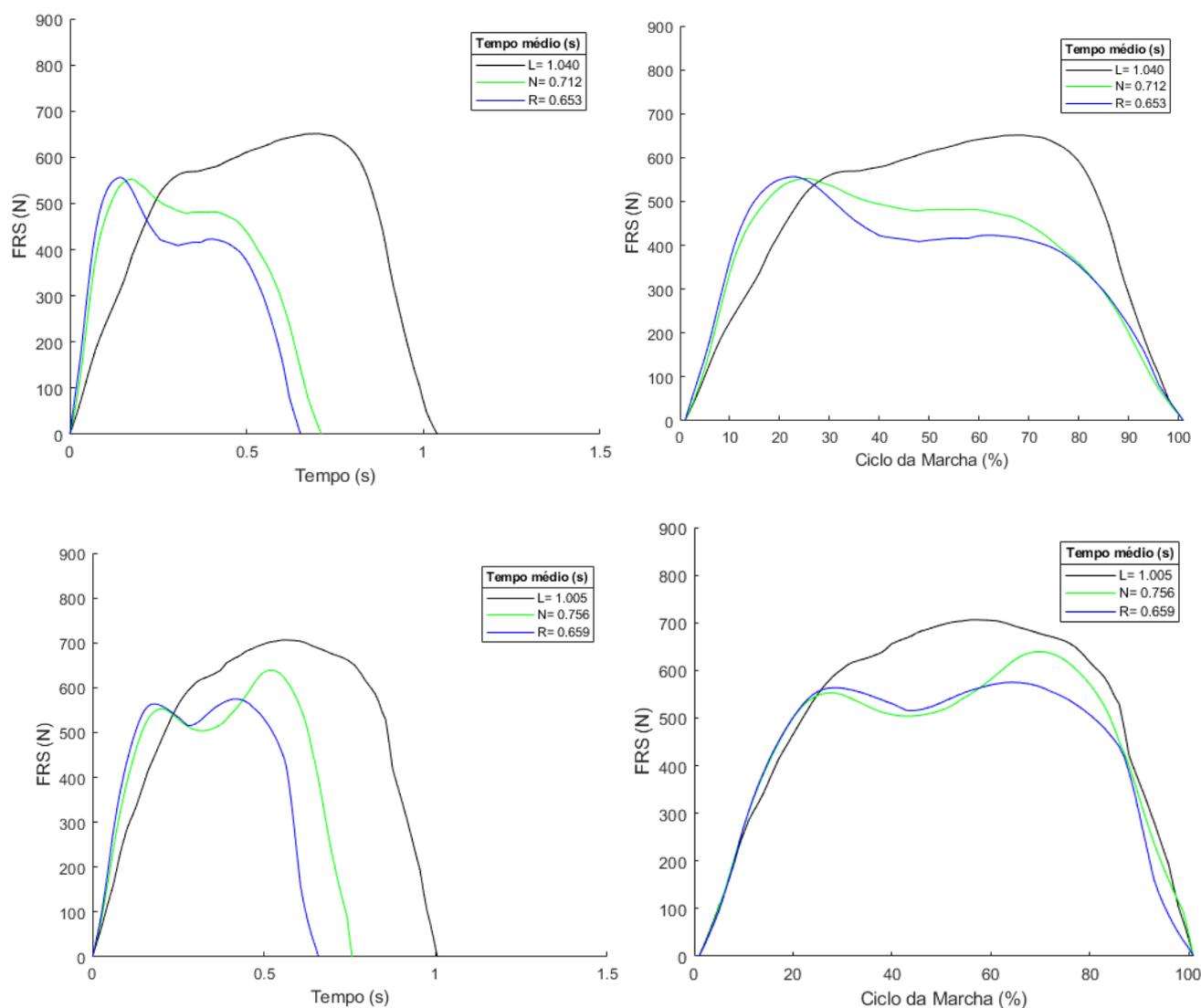


Figura 8.18 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).

Subida e Descida de Escadas

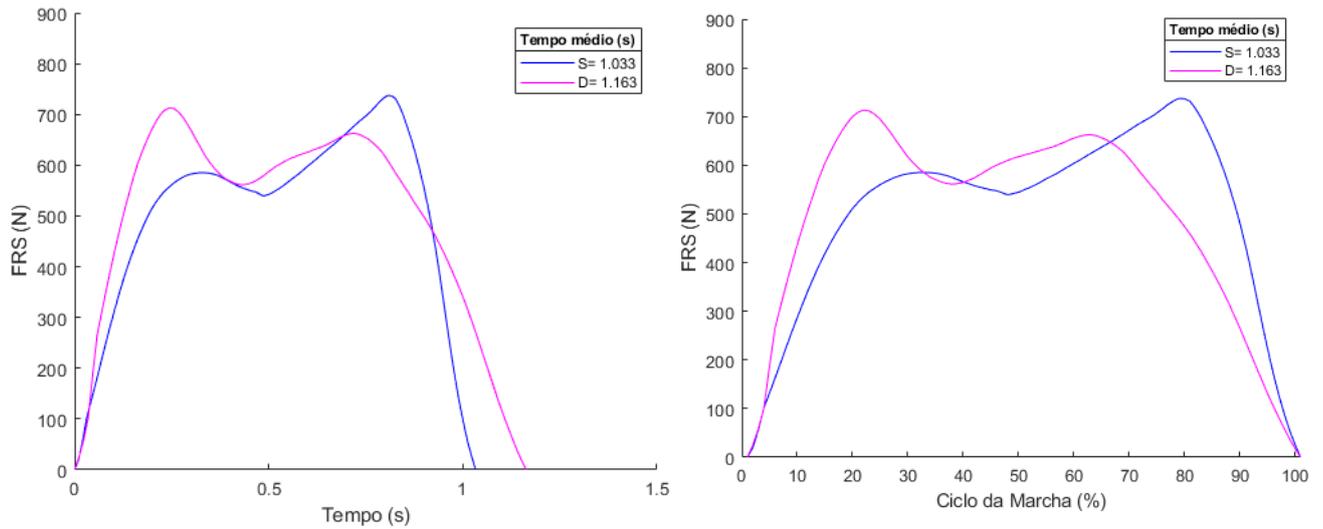


Figura 8.19 FRS média para subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé direito).

▪ **Indivíduo 15**

Marcha Lenta, Normal e Rápida

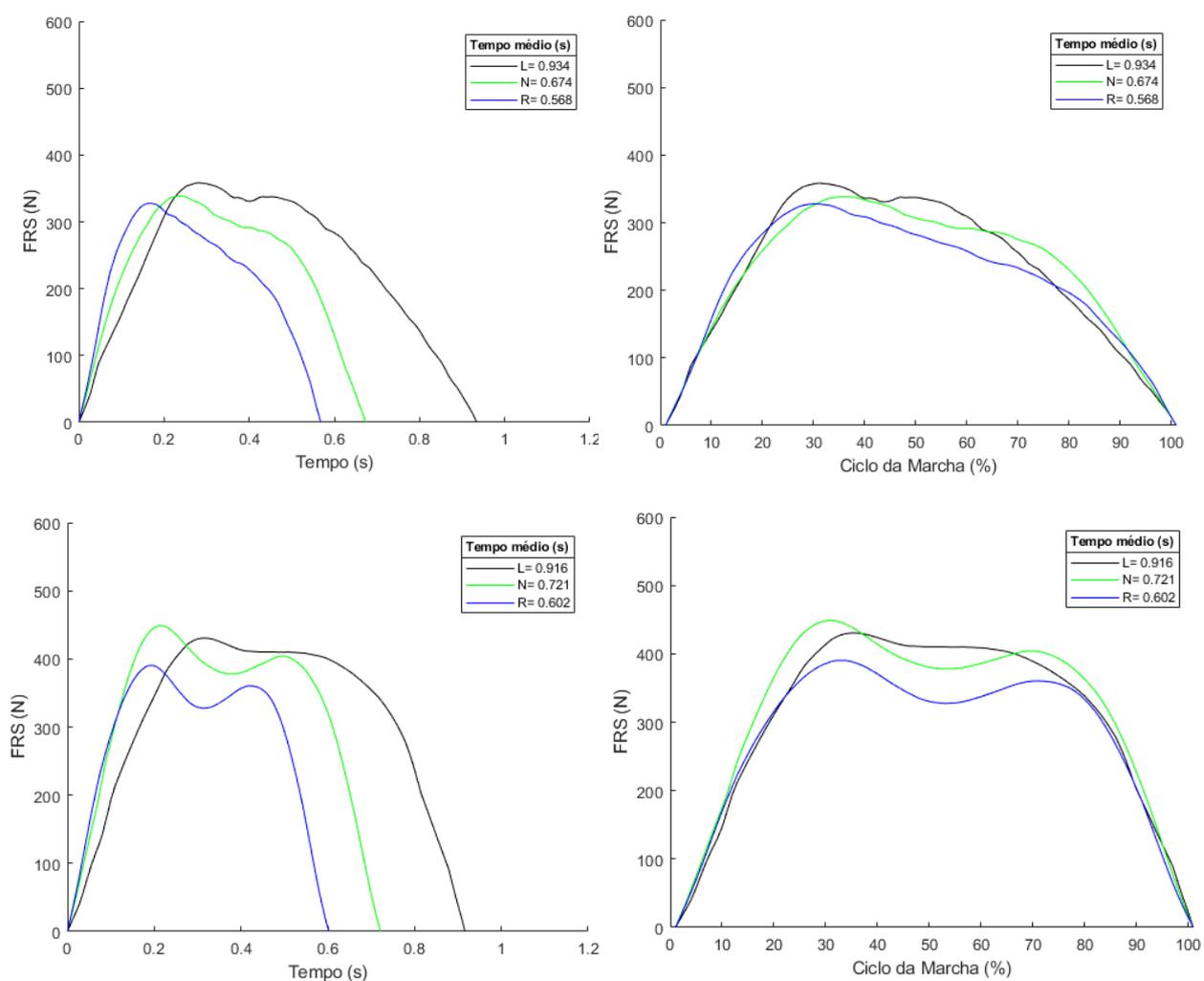


Figura 8.20 FRS média para os três tipos de marcha: lento, normal e rápido em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).

Subida e Descida de Escadas

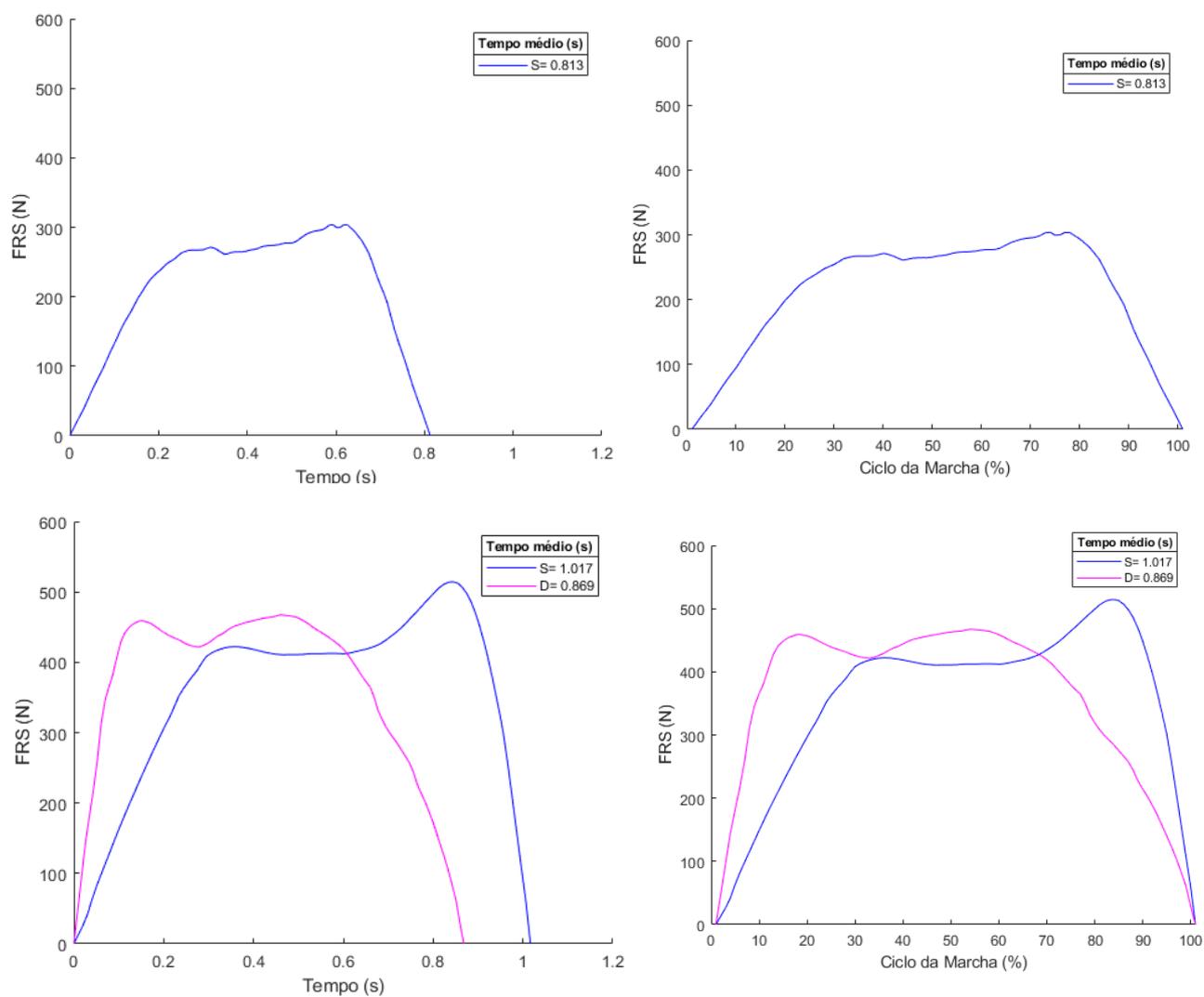


Figura 8.21 FRS média subida e subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima e pé direito em baixo).

▪ **Indivíduo 16**

Marcha Lenta, Normal e Rápida

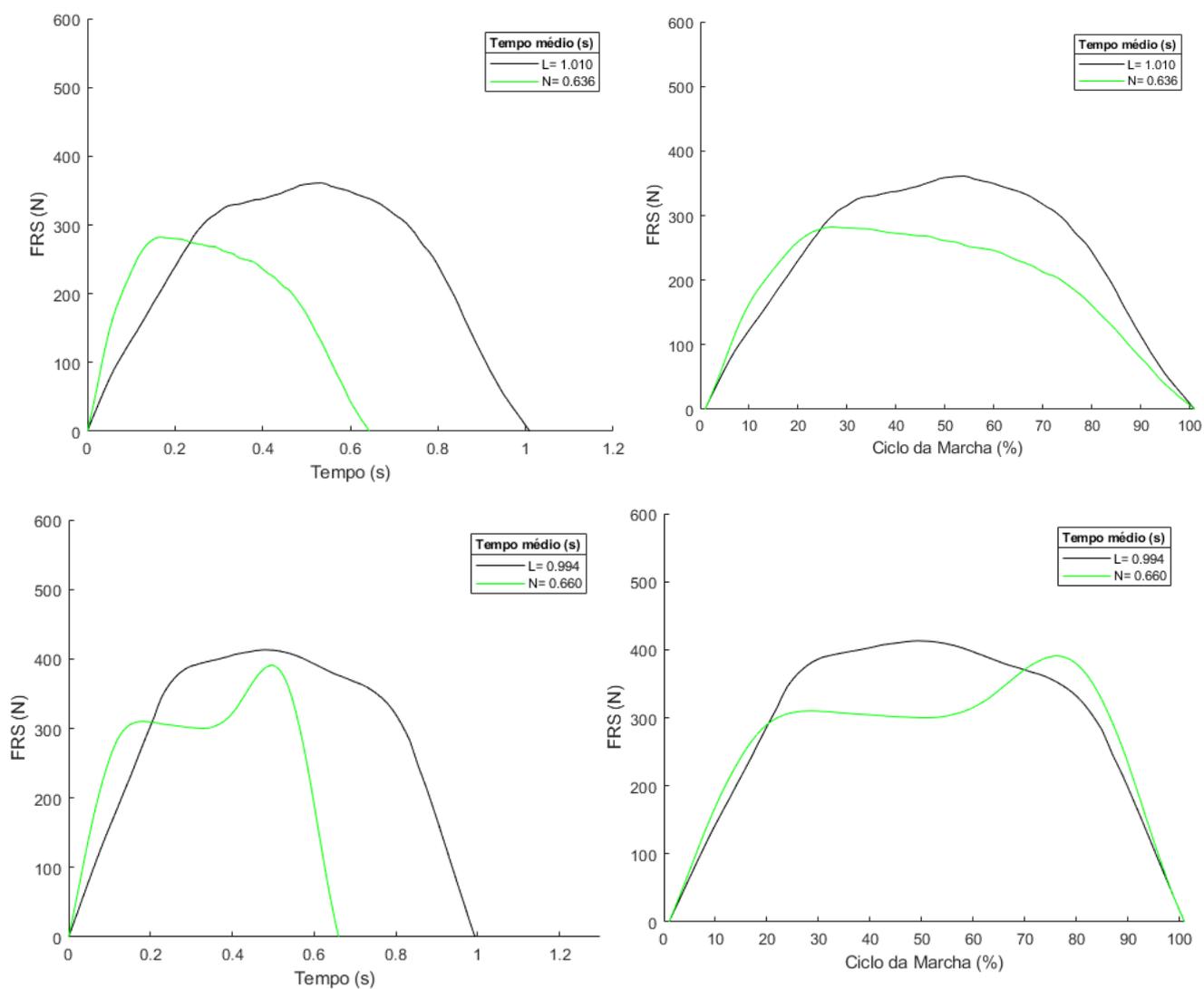


Figura 8.22 FRS média para os dois tipos de marcha: lento e normal em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima, pé direito em baixo).

Subida e Descida de Escadas

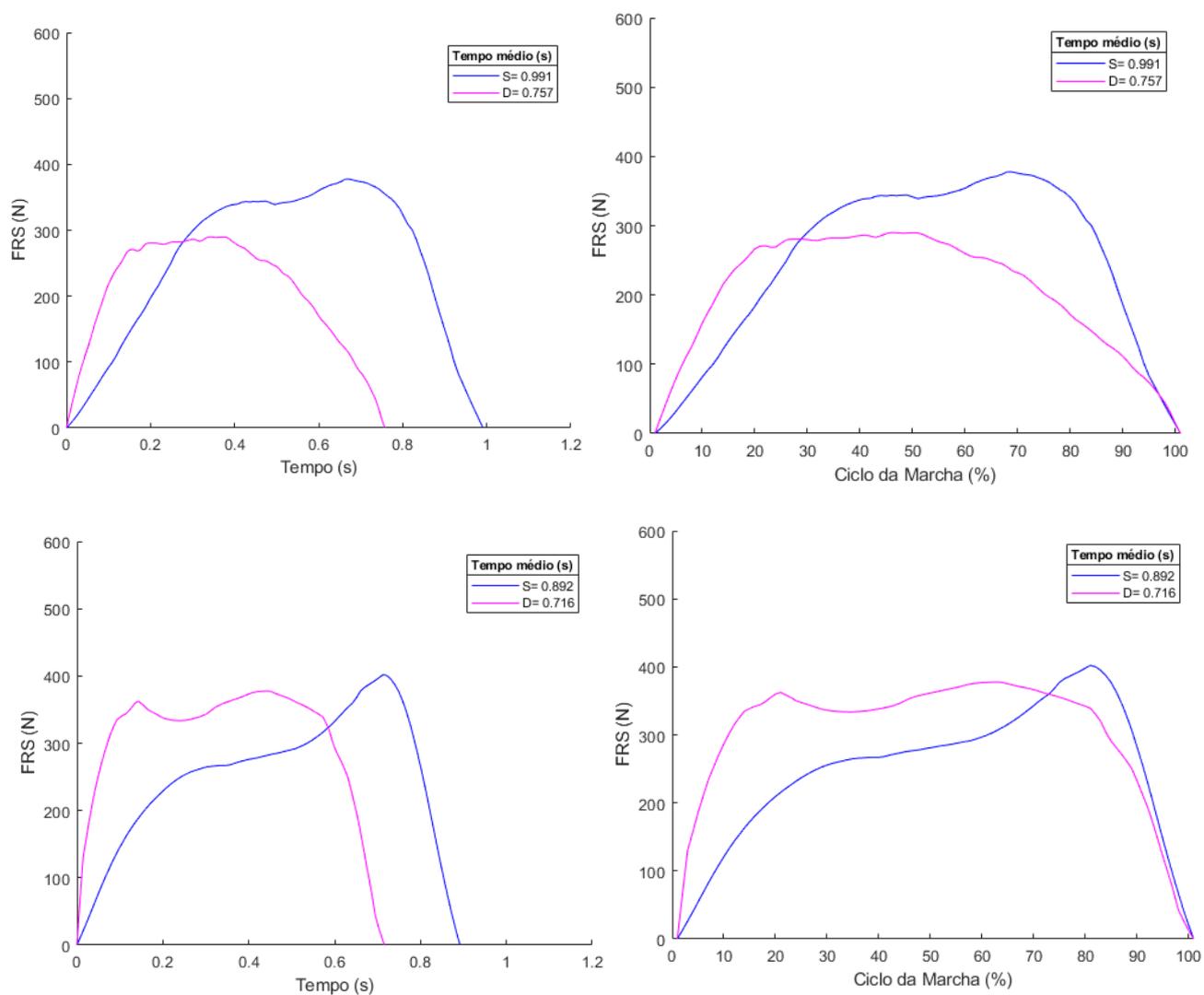


Figura 8.23 FRS média subida e subida e descida de escadas em função do tempo e do ciclo de marcha (pé esquerdo em cima e pé direito em baixo).