



CATÓLICA
ESCOLA SUPERIOR DE BIOTECNOLOGIA

PORTO

Software para a análise da marcha em
amputados de membro inferior

por

Tiago Manuel Correia Coutinho

Julho de 2022



CATÓLICA
ESCOLA SUPERIOR DE BIOTECNOLOGIA

PORTO

Software para a análise da marcha em amputados de membro inferior

Relatório de Estágio apresentado à Escola Superior de Biotecnologia da Universidade
Católica Portuguesa para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

por

Tiago Manuel Correia Coutinho

Orientador (Empresa): Tiago Safara

Tutor (Universidade): Doutor João Paulo Ferreira

Julho de 2022

Resumo

Este relatório de estágio apresenta o trabalho desenvolvido ao longo do estágio curricular na empresa Padrão Ortopédico, no Porto. O objetivo principal do estágio teve por base o desenvolvimento de um *software* para análise da marcha em amputados de membro inferior.

A motivação para o desenvolvimento deste *software* derivou da necessidade de se poder quantificar os desvios dos amputados ao longo da marcha e tornar o procedimento de alinhamento de próteses mais objetivo e prático para os técnicos de ortoprotesia. O alinhamento da prótese é fundamental para que o amputado consiga ter uma marcha confortável e estável. As próteses mais utilizadas atualmente, endosqueléticas, são formadas por componentes individuais e permitem um alinhamento mais personalizado. Como tal, é possível alinhar cada componente individualmente e usar os tipos de componentes que mais se adequem às necessidades do amputado.

As análises de marcha bidimensionais são realizadas de forma simples e barata, bastando usar a câmara de um *smartphone*, pequenos marcadores e *software* para o tratamento e processamento dos dados.

Para realizar as análises de marcha foram usados marcadores com 2 cm de diâmetro que foram colocados nos principais pontos anatómicos do membro inferior e no ombro. Foi usada a câmara de um *smartphone* para recolher as imagens e, de seguida, foi usado o Kinovea para fazer a identificação e *tracking* dos marcadores. Foi desenvolvida uma aplicação *web* que permitiu processar os dados e obter os resultados relativos aos movimentos angulares no plano sagital e desvios entre os dois membros, no plano sagital e frontal. A aplicação permitiu fazer a comparação dos resultados obtidos com valores de referência, de modo a perceber se os desvios encontrados eram significativos.

Foi analisada a marcha de 10 amputados, 3 transfemorais e 7 transtibiais. Em todos os amputados foram encontrados alguns desvios, no entanto a maioria apresentou um padrão de marcha relativamente estável.

Em suma, o *software* mostrou-se eficaz na deteção de desvios na marcha de amputados de membro inferior e a sua utilização foi avaliada de forma positiva pelo público-alvo, técnicos de ortoprotesia.

Palavras-chave: amputados de membro inferior; próteses de membro inferior; marcha de amputados de membro inferior; análise de marcha

Abstract

This internship report presents all the work developed at Padrão Ortopédico during the five weeks of the internship. The internship's main goal comprised the development of new software for gait analysis in lower limb amputees. The motivation to develop this software appeared due to the need to quantify the gait deviations of amputees and make all the processes of prosthesis alignment faster and easier for orthoprosthesis technicians.

Prosthesis alignment is essential to ensure that the amputee has a safe and comfortable gait pattern. Endoskeletal prosthesis, currently the most popular prosthesis type, consists of several independent components, like a knee, a foot, several adapters, and tubes. These independently components are precisely aligned to improve the prosthesis alignment. When fully assembled, they enable the creation of a unique customized prosthesis for each patient.

Currently, bidimensional gait analysis is a widely used technique for gait analysis. It's a cheap, fast, and easy way to assess several essential gait parameters, like angular movements of the main joints in the sagittal plane. It only requires a smartphone camera, markers, and software to process all the collected data.

The gait analysis performed at Padrão Ortopédico used markers with 2 cm of diameter placed right above the main joints of the lower limbs and shoulder. After capturing the images of the amputee walking, Kinovea was used to identify and track the markers. With the tracking data, the developed software performed data post-processing and presented all the results. It was possible to analyze the angular movement of the lower limbs in the sagittal plane and compare the deviations between both limbs in the sagittal and frontal planes.

In conclusion, the developed software presents good performance results, being able to detect several gait deviations. Another prime success was the software's simplicity and intuitive ease of use, allowing anyone to operate it without further difficulties. This software presents itself as a relevant tool in the orthoprosthesis field.

Keywords: lower limb amputee; lower limb prosthesis; lower limb amputee's gait; gait analysis

Índice

<i>Resumo</i>	5
<i>Abstract</i>	7
<i>Lista de figuras</i>	11
<i>Lista de Tabelas</i>	13
<i>Lista de abreviaturas</i>	15
Capítulo 1 - Introdução	17
1.1. Objetivo e motivação	17
1.2. Empresa.....	17
1.3. Estrutura do relatório	18
Capítulo 2 – A marcha	19
2.1. Planos anatómicos	19
2.2. Anatomia do membro inferior	21
2.3. História e aplicações da análise da marcha.....	21
2.4. Ciclo da marcha.....	23
2.5. Amputação	25
2.6. Próteses.....	27
2.7. Componentes protésicos	29
2.8. Alinhamento das próteses	32
2.9. Desvios posturais	34
2.10. Marcha dos amputados transtibiais	36
2.11. Marcha dos amputados transfemorais.....	37
Capítulo 3 – Análise da marcha	38
3.1. Métodos de medição.....	38
3.2. Parâmetros espaciais e temporais.....	39
3.3. Análise do movimento durante a marcha.....	40
3.4. Cinemática	41
3.5. Análise de marcha 2D.....	42
3.6. Análise de marcha 3D.....	44
3.7. Marcadores.....	45
3.8. Modelos anatómicos	46
3.9. Tratamento e processamento dos dados recolhidos	47
Capítulo 4 - Trabalho prático	49
4.1. Metodologia de recolha de dados	49
4.1.1. Setup do ambiente para recolha de dados	49

4.1.2.	Câmara utilizada	51
4.1.3.	Marcadores	52
4.2.	Tratamento das imagens recolhidas.....	54
4.3.	Desenvolvimento do <i>software</i> para a análise da marcha	55
4.3.1.	Linguagem de programação e IDE	56
4.3.2.	Desenvolvimento de uma aplicação <i>web</i>	56
4.3.3.	Funcionalidades da aplicação	57
4.3.4.	Funcionamento da interface da aplicação	58
4.4.	Amostra	66
4.5.	Resultados	66
	<i>Capítulo 5 – Conclusão e trabalho futuro.....</i>	70
5.1.	Conclusão	70
5.2.	Limitações.....	71
5.3.	Trabalho futuro	72
	<i>Referências bibliográficas</i>	73
	<i>Apêndices</i>	75
A.	Relatório do utente	76
B.	Código fonte do <i>software</i>	78

Lista de figuras

Figura 1 - Planos anatómicos [3].....	19
Figura 2 - Movimentos em torno da anca e do joelho [3]	20
Figura 3 - Movimentos em torno do tornozelo e do pé [3]	20
Figura 4 - Anatomia do membro inferior [3].....	21
Figura 5 - Ciclo de marcha completo [3].....	23
Figura 6 - Movimentos angulares das articulações do membro inferior durante o ciclo de marcha. IC = Initial Contact; OT = Opposite Toe; HR = Heel Rise; OI = Opposite Initial Contact; TO = Toe Off; FA = Feet Adjacent; TV = Tibia Vertical [3].....	24
Figura 7 - Níveis de amputação de membro inferior [19]	26
Figura 8 - Prótese endoesquelética	27
Figura 9 - Prótese exoesquelética	27
Figura 10 - Componentes de uma prótese	29
Figura 11 - Joelho policêntrico Össur OFM!	31
Figura 12 - Joelho com microprocessador ottobock Genium X3	31
Figura 13 - Pé de resposta dinâmica Össur Pro-Flex LP	32
Figura 14 - Pé com microprocessador Össur PROPRIO	32
Figura 15 - Linha de carga [9]	33
Figura 16 - Linha de construção [9]	33
Figura 17 - Linha de carga numa prótese transfemoral [9]	34
Figura 18 - Passo e passada [5]	39
Figura 19 - Duração de cada fase da marcha [5]	40
Figura 20 - Posicionamento dos equipamentos para a recolha de imagens [3].....	43
Figura 21 - Modelo de Vaughan [5]	46
Figura 22 - Modelo simples [5]	46
Figura 23 - Espaço utilizado para a recolha de imagens	50
Figura 24 - Modelo de marcadores utilizado.....	53
Figura 25 - Marcador utilizado na recolha de dados preso ao velcro.....	53
Figura 26 - À esquerda o código em Python e à direita a função descrita pelo código inserida numa interface gráfica	57
Figura 27 - Página principal da aplicação	58
Figura 28 - Página onde são apresentados os gráficos relativos a cada um dos membros inferiores	59

Figura 29 - Resumo da análise de marcha.....	60
Figura 30 - Comparação do membro contralateral com valores de referência.....	61
Figura 31 - Comparação do membro amputado com valores de referência.....	62
Figura 32 - Apresentação dos resultados no plano frontal	62
Figura 33 - Janela onde são inseridos os dados para a criação de um relatório com os resultados da avaliação de marcha	63
Figura 34 - Definições avançadas da aplicação.....	64
Figura 35 - Diferentes valores mínimos para o intervalo utilizado para calcular a transição entre fases da marcha.....	65
Figura 36 - À esquerda, movimentos angulares da anca, joelho e tornozelo do membro amputado, transfemoral. À direita, os valores de referência.....	68
Figura 37 - À esquerda, movimentos angulares da anca, joelho e tornozelo do membro amputado, transtibial. À direita, os valores de referência	69
Figura 38 - À esquerda, movimentos angulares da anca, joelho e tornozelo do membro amputado, transtibial. À direita, os valores de referência	70

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Níveis de funcionalidade [10]	28
Tabela 2 - Nomenclatura dos marcadores	53
Tabela 3 - Características dos indivíduos usados para a recolha de dados	66

Lista de abreviaturas

A – Acromion

GT – Greater trochanter

RGT – Right greater trochanter

LGT – Left greater trochanter

LE – Lateral epicondyle

RLE – Right lateral epicondyle

LLE – Left Lateral epicondyle

RTT – Right tibial tuberosity

LTT – Left tibial tuberosity

LM – Lateral malleolus

RLM – Right lateral malleolus

LLM – Left lateral malleolus

VM – V (fifth) metatarsal

RVM – Right V (fifth) metatarsal

LVM – Left V (fifth) metatarsal

Capítulo 1 - Introdução

1.1. Objetivo e motivação

Este relatório tem como objetivo apresentar o trabalho realizado ao longo de 5 meses de estágio da empresa Padrão Ortopédico.

O objetivo do estágio baseou-se no desenvolvimento de um *software* para analisar a marcha de amputados de membro inferior e comparar os desvios que existem ao longo da marcha entre os dois membros.

A motivação para o desenvolvimento deste trabalho baseou-se na necessidade de haver uma ferramenta específica para a análise da marcha em amputados de membro inferior que fosse fácil de utilizar e tivesse custos reduzidos. Embora existam diversas ferramentas que permitem fazer a análise da marcha, muitas delas são muito caras e complexas de serem utilizadas e nenhuma é focada no estudo de indivíduos com esta condição específica.

O foco no desenvolvimento de tal ferramenta para amputados de membro inferior também é motivado pelo facto de este ser o tipo de amputação mais comum. Apenas nos Estados Unidos estima-se que, todos os anos, ocorrem cerca de 150000 amputações de membro inferior [1]. Na Europa tende a existir uma menor incidência de amputados de membro inferior, ainda assim, países como a Hungria aproximam-se dos valores dos Estados Unidos [2]. Embora exista uma tendência generalizada para a diminuição dos casos de amputação, é fundamental que sejam criadas ferramentas que permitam oferecer aos amputados a melhor qualidade de vida possível [2].

1.2. Empresa

A empresa onde foi realizado o estágio curricular, Padrão Ortopédico - Fabrico e Comercialização de Próteses, Ortóteses e Ajudas Técnicas, está localizada na Boavista, Porto. A empresa foi criada em 1983 e desde o início focou-se em estabelecer novas metas na qualidade do fornecimento de próteses e ortóteses. A empresa produz produtos ortopédicos, essencialmente, próteses e ortóteses. Em constante evolução, o Padrão Ortopédico acompanha o avanço das tecnologias e adiciona às técnicas de confeção dos dispositivos, como por exemplo, a tecnologia 3D e inovações na área de investigação.

1.3. Estrutura do relatório

Este relatório de estágio encontra-se dividido em cinco capítulos.

O “Capítulo 1 – Introdução” apresenta o objetivo do tema e do trabalho que será abordado ao longo do relatório, bem como a motivação para a realização do mesmo.

O “Capítulo 2 – A Marcha” começa por apresentar a teoria necessária para a compreensão do estudo do movimento, nomeadamente os planos anatómicos, bem como a anatomia do membro inferior. É apresentada uma explicação sobre a evolução da análise da marcha ao longo do tempo, bem como do ciclo da marcha. O resto do capítulo apresenta uma breve explicação sobre as amputações e próteses, finalizando com uma explicação da marcha dos amputados transtibiais e transfemorais.

O “Capítulo 3 – Análise da marcha” aborda as técnicas e equipamentos que são usados para a análise de marcha, desde as análises mais simples, até às mais complexas.

O “Capítulo 4 – Trabalho prático” apresenta o trabalho que foi realizado durante o estágio. São apresentados os métodos e materiais usados para a realização da recolha de dados, a forma como foi feito o tratamento de dados e é também apresentada a aplicação que foi desenvolvida para analisar os resultados obtidos nas análises de marcha. Por fim, são analisados os resultados obtidos e são apresentados três casos específicos

O “Capítulo 5 – Conclusão e trabalho futuro” apresenta as considerações finais de todo o trabalho realizado. São também apresentadas algumas limitações verificadas ao longo do desenvolvimento do trabalho prático e, finalizando, são apresentadas algumas sugestões para um trabalho futuro.

Capítulo 2 – A marcha

2.1. Planos anatômicos

A posição anatômica é essencial para o estudo do corpo humano, bem como de todos os movimentos a ele associados. Esta posição é caracterizada por uma postura ereta, em pé, face voltada para a frente, membros superiores posicionados ao longo do tronco e palmas das mãos voltadas para a frente. Um indivíduo está numa posição de supinação quando deitado de costas e numa posição de pronação quando deitado de barriga para baixo [3].

Quando o corpo está na sua posição anatômica é possível traçar planos que o dividem em várias partes e facilitam o estudo. A Figura 1 apresenta os três planos anatômicos e todas as direções possíveis.

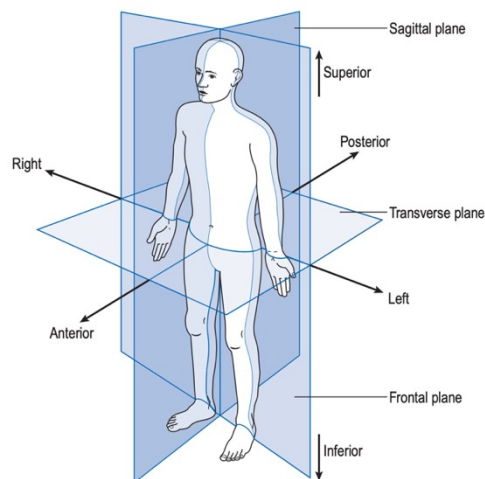


Figura 1 - Planos anatômicos [3]

O plano sagital divide o corpo em lado esquerdo e lado direito e o plano frontal ou coronal divide o corpo nas regiões anteriores e posteriores. Por fim, o plano transversal faz a divisão entre a parte superior e a parte inferior [3].

Estes planos permitem compreender melhor alguns dos movimentos realizados por algumas articulações.

Movimentos de flexão e extensão são muito comuns em articulações como o joelho, ou tornozelo. A flexão ocorre sempre que o ângulo formado por uma articulação diminui. A extensão é definida pelo aumento do ângulo de uma articulação e leva a membro para a sua posição anatômica. Quando ocorre extensão além daquela que existe na posição anatômica

significa que se existe hiperextensão. Estes dois tipos movimentos ocorrem no plano sagital [3].

A abdução e adução traduzem os movimentos de afastamento e aproximação da linha média, respetivamente [4].

Movimentos de rotação caracterizam-se pelo movimento do membro ao longo de um eixo longitudinal. Quando a região anterior do membro roda em direção à linha média existe rotação interna. No caso dessa rotação originar o afastamento da região anterior do membro em relação à linha média existe rotação externa [4].

Existem outros movimentos específicos de certas articulações.

No caso dos joelhos, estes podem ser valgos ou varos. O joelho valgo é definido como uma aproximação dos dois joelhos havendo uma maior sobrecarga na região externa dos mesmos. O joelho varo, em oposição, é definido como o afastamento dos joelhos e, conseqüentemente, existe sobrecarga na região interna dessas articulações [3].

A pronação e supinação são movimentos associados ao pé e ao antebraço. Quando ocorrem no pé, a pronação faz com que, após o contacto inicial do calcanhar com o solo, haja uma rotação interna do mesmo. No caso da supinação ocorre um movimento externo [3].

No pé ainda podem ocorrer movimentos de inversão e eversão. A inversão corresponde ao movimento da planta do pé em direção à linha média e a eversão caracteriza o movimento oposto (3).

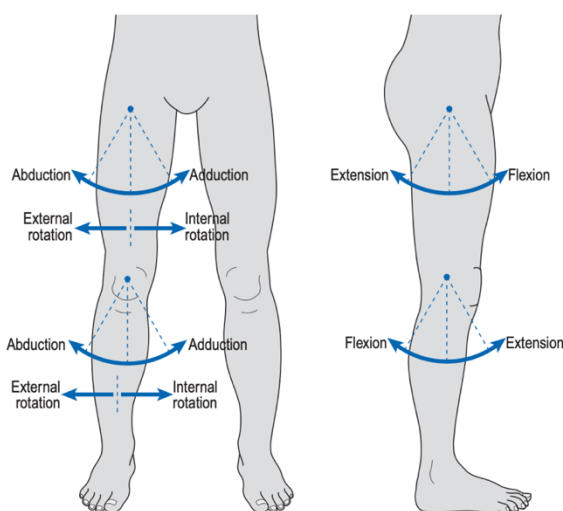


Figura 2 - Movimentos em torno da anca e do joelho [3]

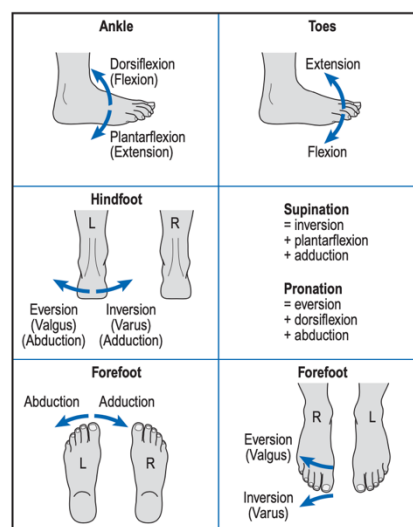


Figura 3 - Movimentos em torno do tornozelo e do pé [3]

2.2. Anatomia do membro inferior

O conhecimento da anatomia do membro inferior é de grande importância para compreender os movimentos a ele associados.

O sistema ósseo do membro inferior é formado por, para cada membro, osso ilíaco, fêmur, tíbia, perônio, rótula, sete ossos társicos, cinco ossos metatársicos e catorze falanges. A cintura pélvica é constituída pelos ossos ilíacos, direito e esquerdo, que se articulam com o sacro. A Figura 4 apresenta os principais ossos do membro inferior, assim como as principais articulações, anca, joelho e tornozelo [3].

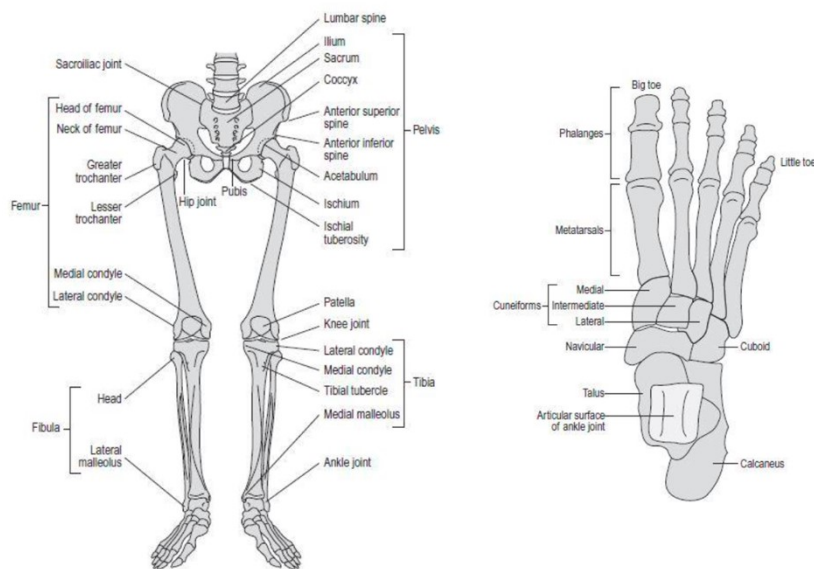


Figura 4 - Anatomia do membro inferior [3]

2.3. História e aplicações da análise da marcha

A análise do movimento do corpo humano foi iniciada em 1680, por Borrelli. Contudo, foi no final do século XIV que, devido à invenção da fotografia, começou a haver mais atenção por esta área. Em 1873 foi feita a primeira abordagem à análise de movimento usando um modelo para representar o corpo humano, *stick figure of human*. Ao longo do séc. XX foram feitas muitas melhorias no processo de avaliação de movimento, como foi o caso do estudo das forças existentes na marcha e o estudo do movimento das articulações [5]. A análise do movimento do corpo humano tem vindo a evoluir ao longo das últimas décadas e, atualmente,

este tipo de análise, mais especificamente a análise de marcha, é uma ferramenta de elevada importância [3,5].

A análise de marcha tem como objetivo principal avaliar a locomoção humana, nomeadamente, os movimentos dos vários segmentos corporais e articulações, bem como a atividade muscular. Para tal, além da experiência de observação dos profissionais que realizam estas análises, são usados equipamentos e *softwares* cada vez mais aprimorados para que se obtenham cada vez melhores resultados [3].

Este tipo de análise é cada vez mais usado em diferentes áreas, desde a investigação até avaliações clínicas. O trabalho de investigação que envolve a análise de marcha tem como grande objetivo o desenvolvimento e aprimoramento de equipamentos, *softwares* e técnicas que permitam evoluir a qualidade das análises da marcha. Este tipo de investigação implica que as análises de marcha possam ser bastante demoradas, uma vez que têm de ser garantidas diversas condições (por exemplo, calibração de sistemas de aquisição de dados e processamento de grandes quantidades de dados) para que a recolha de dados esteja sujeita ao menor número de erros possíveis. A análise de marcha no contexto clínico procura diagnosticar distúrbios na marcha de um indivíduo e, a partir desse diagnóstico, desenvolver um tratamento que consiga corrigir os desvios que foram encontrados. Além do foco no diagnóstico e desenvolvimento de tratamentos para patologias que afetam o padrão normal de marcha, a análise de marcha também é amplamente usada em contexto desportivo para que os atletas consigam aumentar a sua performance e diminuir o risco de lesão [3].

A análise de marcha realizadas em contexto clínico deve ter como base o uso de equipamentos e *softwares* que permitam ao operador recolher resultados com a maior precisão possível, de forma fácil e rápida. É importante que o processo de análise de marcha seja feito de uma forma que não deixe o indivíduo stressado ou ansioso. Em contexto de investigação são usados equipamentos robustos, como câmaras, marcadores e plataformas de força que poderiam causar alguma ansiedade em certos indivíduos. Como tal, de forma a evitar tais situações, em contexto clínico, principalmente quando se está a lidar com pessoas mais debilitadas, é importante que a análise seja feita de uma forma que evite tais situações de ansiedade. Assim, garantir-se-á que o indivíduo também agirá mais naturalmente e serão obtidos resultados mais representativos do padrão de marcha habitual do mesmo [3,6].

2.4. Ciclo da marcha

O ciclo de marcha é definido como o tempo decorrido entre a repetição de um evento durante a marcha. Contudo, foi convencionado que o ciclo de marcha está definido entre o contacto inicial com o solo de um pé e a repetição desse mesmo contacto do mesmo pé [3].

A Figura 5 seguinte apresenta todos os momentos ao longo de um ciclo de marcha, desde o contacto inicial de um pé com o solo até à repetição do contacto do mesmo pé com o solo.

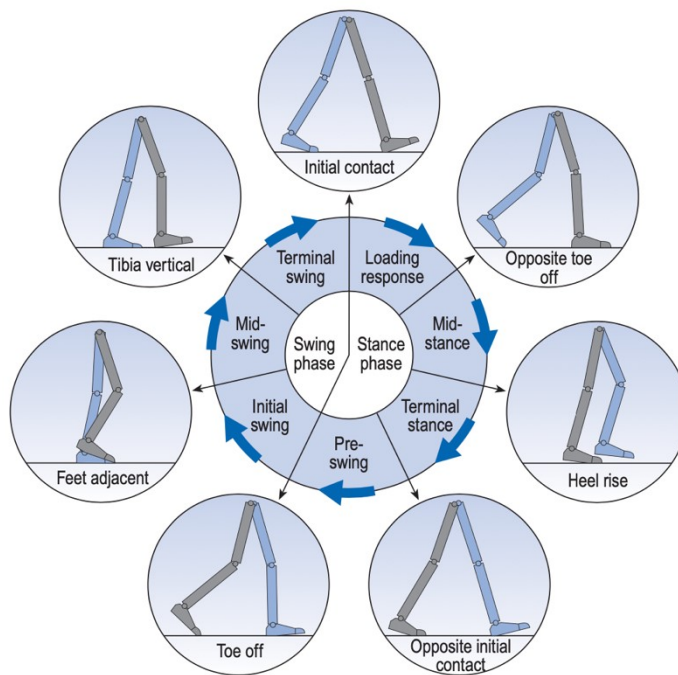


Figura 5 - Ciclo de marcha completo [3]

O ciclo de marcha encontra-se dividido em sete momentos sendo eles:

- Apoio inicial / Resposta à carga
- Apoio médio
- Apoio final
- Pré-balanço
- Balanço inicial
- Balanço médio
- Balança final

A duração de um ciclo de marcha está dividida em duas fases, a fase de apoio e a fase de balanço. Estas fases correspondem a, aproximadamente, 60% e 40% da duração do ciclo de marcha, respetivamente [3].

Os primeiros quatro momentos referidos anteriormente têm lugar nos primeiros 60% do ciclo de marcha, ou seja, na fase de apoio. Os restantes três momentos ocorrem na fase de balanço [3].

A análise do movimento angular das articulações do membro inferior, anca, joelho e tornozelo, permite obter resultados que são essenciais para analisar a marcha de um indivíduo ao longo de um ciclo.

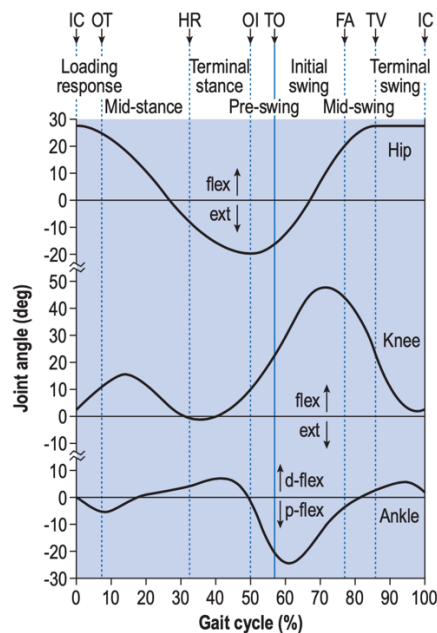


Figura 6 - Movimentos angulares das articulações do membro inferior durante o ciclo de marcha. IC = Initial Contact; OT = Opposite Toe; HR = Heel Rise; OI = Opposite Initial Contact; TO = Toe Off; FA = Feet Adjacent; TV = Tibia Vertical [3]

A Figura 6 apresenta os movimentos angulares das três articulações referidas, no plano sagital, com base nos resultados obtidos para um indivíduo que apresenta um padrão de marcha normal e capaz de representar a maioria dos padrões de marcha que não constituem quaisquer alterações patológicas [3].

Para que seja possível fazer uma interpretação completa da informação apresentada na Figura 6 é importante perceber como é feito o cálculo dos ângulos para cada uma das três articulações.

O ângulo da anca pode ser calculado de duas formas diferentes. A primeira consiste no ângulo formado pelo fêmur e pela vertical. A segunda forma para obter o ângulo da anca consiste no cálculo do ângulo entre o fêmur e a pélvis, sendo que este é considerado o verdadeiro ângulo. O ângulo da anca tem o valor de 0° quando o indivíduo está em pé com uma postura correta. O ângulo da anca tem apenas um momento de extensão durante o ciclo de marcha, sendo que a flexão máxima ocorre na fase de balanço médio e é mantida fletida até que

ocorra o contacto inicial. O pico de extensão ocorre antes do final da fase de apoio e a partir desse momento inicia a flexão [3].

O ângulo do joelho é calculado pelo ângulo formado entre o fémur e a tíbia. Por fim, o ângulo do calcanhar é calculado entre a tíbia e uma linha arbitrária no pé. O joelho apresenta dois momentos de flexão durante o ciclo de marcha. No momento do contacto inicial o joelho está em extensão. Na fase do apoio inicial e ainda na parte inicial da fase de apoio médio ocorre um primeiro momento de flexão. Após essa flexão volta a haver extensão do joelho e novamente o joelho começa a fletir, sendo que a partir desse momento o joelho irá fletir até atingir o máximo de flexão. Esse valor máximo é atingido durante a fase de balanço inicial. Após ser atingido o pico inicia-se uma nova extensão até que volte a haver o contacto inicial [3].

Relativamente ao pé, ângulo no momento do contacto inicial é 90° , mas por convenção este ângulo corresponde a 0° , sendo que, geralmente, qualquer movimento no sentido positivo corresponde à dorsiflexão e os movimentos no sentido negativo correspondem à flexão plantar. No momento do contacto inicial ocorre uma ligeira flexão plantar uma, uma vez que o pé se desloca em direção ao solo. Durante a fase de apoio médio, com o movimento da tíbia para a frente, a articulação do tornozelo começa a apresentar alguma dorsiflexão. Antes do contacto inicial do pé oposto atinge-se o momento de maior flexão plantar. Esta tendência é invertida assim que os dedos do pé deixam de estar em contacto com o solo. Durante a fase de balanço começa a ocorrer dorsiflexão até que o pé oposto deixe de contactar com o solo. Após isso o ângulo do tornozelo sofre menos alterações e tende a manter uma posição mais neutra até o próximo contacto inicial [3,5].

2.5. Amputação

Uma amputação é definida como a condição em que existe perda, parcial ou total, de um membro. Este procedimento médico é realizado há muitos séculos. Existem vestígios que indicam que já se faziam amputações no período neolítico, mas foi século V a.C que Hipócrates fez os primeiros registos sobre membros amputados. Esses registos indicam que naquela época as amputações eram feitas em tecidos necróticos e sem sensibilidade. No século XVI Ambroise Paré revolucionou o procedimento da amputação ao usar técnicas que permitiam unir os vasos sanguíneos e, assim, ajudavam a controlar as hemorragias. Daí em diante as técnicas usadas foram melhorando, tal como a melhorias nas técnicas de assepsia. Além disto, começou a haver

alguma preocupação com a recuperação do coto. Durante a Segunda Guerra Mundial esta preocupação aumentou ainda mais e começou a haver um foco na reabilitação do coto com o objetivo de permitir que o amputado tivesse mais independência e mais qualidade de vida. Nesta altura começou a usar-se a técnica de miodese, uma técnica onde é feita a reinserção muscular no coto ósseo. Na década de 60 a comunidade médica percebeu que o coto devia ser o maior possível, pois, dessa forma, o coto encaixava melhor nas próteses e criava um efeito de alavanca maior, ajudante o amputado a ter uma marcha mais adequada e confortável [7]. Atualmente aquando da realização de uma amputação há, além de todos os cuidados desenvolvidos ao longo dos anos anteriores, a preocupação de excluir os tecidos moles e ósseos irremediáveis. Após isso é feita a reconstrução do membro, o coto, ao nível ósseo, muscular e cutâneo, de modo a garantir a máximo funcionalidade e sustentação do coto [7].

As causas que levam à amputação de um membro podem ser divididas em cinco grupos, sendo eles: vasculares, traumáticas, infecciosas, tumorais e congénitas [8].

As doenças vasculares periféricas são responsáveis pela maioria das amputações e de seguida surgem as amputações causadas por algum trauma. A média de idades tende a ser mais elevada nos casos de amputações causadas por problemas vasculares e/ou infecciosas. As amputações de membro inferior são mais comuns em homens, cerca de 60%, segundo Thomaz & Herdy. A amputação de membro inferior pode ser realizada a diferentes níveis, tal como apresentado na figura seguinte. Resultados apresentados por Kottke & Lehmann apontam para que cerca de 5% dos amputados de membro inferior têm uma amputação ao nível do tornozelo ou amputações parciais do pé, 50% são amputados abaixo do joelho, 35% acima do joelho e cerca de 10% das amputações implicam a desarticulação da anca [8].

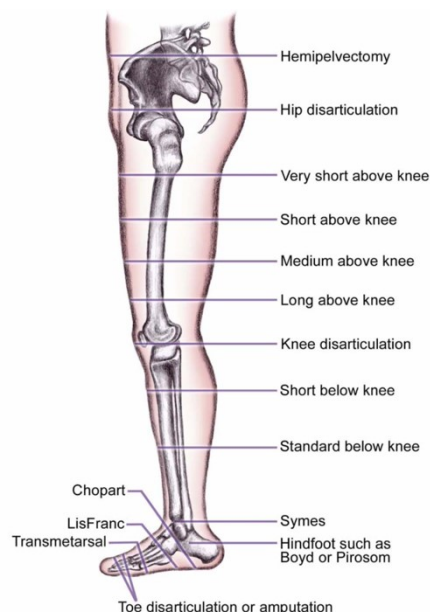


Figura 7 - Níveis de amputação de membro inferior [19]

Nos últimos anos as bases dos procedimentos médicos para a realização de amputações têm sido as mesmas, com, logicamente, algumas melhorias. Contudo, tem havido uma grande evolução ao nível da qualidade das próteses, quer relativamente aos mecanismos de funcionamento, quer relativamente aos materiais usados. Assim, cada vez se foca mais no desenvolvimento de próteses que se ajustam ao máximo ao indivíduo amputado e que o permitam ter a melhor qualidade de vida possível.

2.6. Próteses

Uma prótese refere-se ao dispositivo que é usado para substituir uma parte do membro inferior e tem o propósito de recuperar a parte funcional do membro inferior e/ou ter uma função estética [9].

As próteses estão divididas em dois tipos, endoesqueléticas e exoesqueléticas, como apresentado nas Figuras 8 e 9, respetivamente [4].

As próteses endoesqueléticas são próteses que permitem ter uma grande liberdade ao nível do alinhamento das mesmas, uma vez que são próteses totalmente modulares. Todos os componentes estão unidos por sistemas de fixação por parafusos. Como a prótese é construída por várias componentes que depois são conectados entre si é possível escolher o tipo de componente que mais se adequa ao indivíduo. Dada a diversidade de componentes, este tipo de próteses tende a necessitar de mais manutenção [4].



Figura 8 - Prótese endoesquelética



Figura 9 - Prótese exoesquelética

As próteses exoesqueléticas, por sua vez, são próteses muito mais simples. São contruídas com um plástico rígido moldado que não permite fazer muitos alinhamentos fazendo com que,

por vezes, não se consiga obter o padrão de marcha desejável. Conseguem oferecer ao amputado alguma autonomia para a realização das atividades de vida diária, mas não permitem a realização de certos movimentos de forma adequada como acontece com as próteses endoesqueléticas. Têm como algumas das vantagens a sua resistência e o facto de necessitarem de pouca manutenção, uma vez que não existem componentes funcionais separados como no outro tipo de próteses [4].

A prótese usada por cada indivíduo amputado depende de diversas variáveis que levam à prescrição de um determinado tipo de prótese com determinados componentes. Algumas dessas variáveis incluem, etiologia e tempo desde a amputação, comorbilidades associadas, a idade ou o nível de atividade do indivíduo [10].

Além das variáveis referidas anteriormente existem outros parâmetros associados à avaliação da condição física e mental do amputado que devem ser consideradas, tais como, mobilidade dos membros superiores, funcionalidade do membro contralateral, estabilidade dos ligamentos e das articulações do membro amputado, bem como a força, o comprimento do coto ou estado do mesmo, incluindo o estado da cicatriz ou a circulação sanguínea. Mesmo durante a utilização da prótese deve haver preocupação em monitorizar o estado do coto, pois, ao contrário dos tecidos da planta do pé, os tecidos moles do coto não estão habituados a suportar o peso do corpo [10].

Todos os fatores apresentados são usados para se obter uma classificação que reflete o nível funcional do amputado e irá ajudar a determinar que componentes deverá ter a prótese. Esta classificação refere-se ao nível K. Foi criada nos Estados Unidos e inclui 5 níveis, K0, K1, K2, K3 e K4 [10]. A Tabela 1 apresenta uma breve descrição para cada um dos níveis.

Tabela 1 - Níveis de funcionalidade [10]

Nível K	Descrição
K0	Não tem capacidade para transferir a carga para o membro amputado sem ajuda. O uso da prótese não melhora a qualidade de vida nem permite ter mais mobilidade.
K1	Tem o potencial ou a capacidade de transferir carga para o membro amputado quando caminha a uma cadência fixa. Normalmente aplica-se a quem usa a prótese, maioritariamente, em casa.
K2	Tem o potencial ou a capacidade de caminhar em superfícies desniveladas, subir pequenas escadas ou passeios.

K3	Tem o potencial ou a capacidade de caminhar com cadência variável, ultrapassar a maioria dos obstáculos e realizar atividades além da simples locomoção.
K4	Tem o potencial ou a capacidade de realizar atividades que geram grande impacto, stress e consumo de energia. Tipicamente, fazem parte deste nível as crianças, adultos ativos e atletas.

2.7. Componentes protésicos

As próteses atualmente utilizam diversos componentes que são escolhidos de acordo com todos os parâmetros referidos anteriormente. Os principais componentes das próteses são: o encaixe, a articulação do joelho no caso de se tratar de uma amputação transtibial o pé e os adaptadores usados para fazer as ligações entre os tubos e os componentes referidos [11].

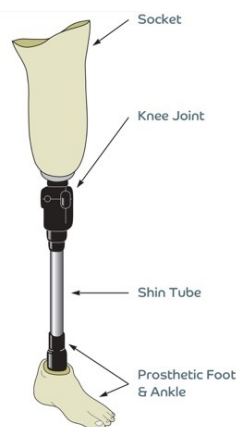


Figura 10 - Componentes de uma prótese

O encaixe é um componente fundamental na prótese, pois é esse o componente responsável por fazer a ligação entre a prótese e membro amputado. Tem como funções fixar o coto à prótese e distribuir da melhor forma possível as pressões ao longo do mesmo. O encaixe é construído de forma personalizada para cada amputado, uma vez que cada um tem um coto diferente e, como tal, precisarão de um encaixe que tenha em consideração as formas do coto e pontos de pressão. É crucial que o encaixe seja feito de modo que não sejam exercidas pressões excessivas nos tecidos para evitar a criação de, por exemplo, úlceras ou a inibição da circulação da corrente sanguínea. Contudo, o encaixe também não poderá ter muita folga, pois, nesse caso, a fixação do coto à prótese poderá ficar comprometida.

Normalmente, é usado um *liner* que é colocado no coto e permite reduzir as tensões de corte entre o coto e o encaixe. O *liner* permite melhorar o conforto, a estabilidade durante a marcha e a suspensão (a fixação) [11].

Em amputações transfemorais o joelho é um componente fundamental para que o indivíduo consiga ter uma marcha estável. Este componente deve garantir que o indivíduo amputado tem a máxima estabilidade na fase de apoio e, de seguida, consegue ter controlo sobre o movimento de flexão e extensão do joelho. Isto é essencial pois, caso contrário, além de se colocar em causa a marcha podem ser criados medos no próprio indivíduo caso esta perceba que o joelho não se comporta como seria de esperar. Estes medos podem criar problemas que se irão refletir durante a marcha, pois não haverá confiança para transferir o peso para o membro protetizado e, dessa forma, irá haver uma marcha muito desequilibrada [11].

Existem joelhos com diferentes características e modos de funcionamento, sendo que podem ser divididos em dois grupos, mecânicos e com microprocessador [11].

Dentro dos joelhos mecânicos existem joelhos que têm um modo de funcionamento mais simples, ao passo que outro tentam replicar melhor o funcionamento de um joelho biológico. Joelhos monocêntricos são joelhos mecânicos simples e que apenas realizam flexão e extensão. A simplicidade destes joelhos diminui a necessidade de muita manutenção e faz com que o preço deste componente seja relativamente baixo comparativamente a joelhos mais capazes. Joelhos policêntricos, Figura 11, são outro tipo de joelhos mecânicos que permitem ter uma marcha mais confortável e natural. Dado a complexidade do funcionamento exigem mais manutenção do que os joelhos mais simples, é mais caro e mais pesado. Pode ser uma boa opção para pessoas mais ativas e que necessitam de um joelho que tenha um comportamento mais natural [11].

Por fim, os joelhos com microprocessador, Figura 12, são os joelhos que mais se aproximam dos joelhos biológicos ao nível do comportamento. Estes joelhos funcionam de modo totalmente eletrónico e baseia-se no ângulo de flexão e na velocidade angular. São joelhos que, embora consigam ter um comportamento muito bom, são bastante caros e, por esse motivo, não são tão populares quanto os joelhos mecânicos [11].

O pé o outro componente que é usado em todas as próteses e que tem um grande influencia na marcha do amputado, uma vez que este é o primeiro componente e entrar em contacto com o solo. Este componente tem diversas funções, tais como, amortecimento, propulsão e estabilização da marcha. À semelhança das opções disponíveis para a articulação do joelho, também existem diversas opções de pés protésicos, desde pés mais simples até pés cujo

funcionamento consegue replicar com muita semelhança o funcionamento normal de um pé [11].



*Figura 11 - Joelho policêntrico
Össur OFM!*



*Figura 12 - Joelho com
microprocessador ottobock Genium
X3*

Os tipos de pés podem ser categorizados da seguinte forma: não articulados e elásticos, uniaxial, multiaxial, de resposta dinâmica e de microprocessador [11].

Os pés não articulados são os pés mais simples que existem e não têm qualquer articulação que consiga simular a articulação do tornozelo. Conseguem absorver algum impacto, pois têm um componente que simula o calcanhar e este pode ser escolhido de acordo com a dureza que se pretende. Devido ao facto de não terem qualquer articulação são usados maioritariamente por pessoas que não são muito ativas. Os pés elásticos partilham das mesmas funcionalidades dos pés não articulados, mas conseguem-se adaptar melhor às irregularidades das superfícies. Estes pés não articulados são relativamente baratos e muito duráveis já que não contêm muitos mecanismos que necessitem de manutenção regular [11].

Os pés uniaxiais, permitem realizar o movimento de dorsiflexão e flexão plantar e, dessa forma, oferecem mais estabilidade durante a marcha. Ainda assim, podem apresentar algumas limitações em superfícies mais irregulares, pois o pé não tem qualquer movimento lateral. Para resolver esse problema podem ser usados pés multiaxiais. Estes pés, além de realizar o movimento de dorsiflexão e flexão plantar, conseguem realizar movimentos laterais, simulando a pronação e supinação do pé. Esta variedade de movimentos permite que o indivíduo tenha uma marcha mais estável [11].

Ao contrário dos pés até aqui referidos, os pés de resposta dinâmica, Figura 13, têm um princípio de funcionamento que se baseia na acumulação de energia. Estes pés não são articulados, mas são construídos de modo a aproveitarem a energia acumulada durante a absorção do impacto na fase inicial da marcha para depois a libertarem e impulsionarem o

membro. Estes pés são, geralmente, fabricados de materiais como carbono o que lhes confere leveza e boa capacidade de absorção de impacto [11].

Tal como no caso da articulação do joelho, também existem pés com microprocessador, como é apresentado na Figura 14. Estes pés usam acelerómetros, giroscópios e vários sensores que analisam parâmetros como o ângulo do tornozelo para se adaptarem da melhor forma ao padrão de marcha que o indivíduo está a realizar a cada momento. Embora estes pés tenham a capacidade de replicar de uma forma mais natural o movimento do pé, têm algumas desvantagens como a sua durabilidade, pois usam diversos componentes eletrónicos que não são tão resistentes em certos ambientes ou o seu preço [11].



Figura 13 - Pé de resposta dinâmica Össur Pro-Flex LP



Figura 14 - Pé com microprocessador Össur PROPRIO

2.8. Alinhamento das próteses

O alinhamento das próteses é um processo fundamental para que o indivíduo amputado consiga utilizar a prótese sem desconfortos e com segurança [9].

A transferência de carga para o membro protetizado deve ser feita da forma mais equilibrada possível. Num indivíduo não amputado a distribuição do peso é, aproximadamente, 50% em cada um dos membros. Esta distribuição de peso equilibrada, além de permitir que o indivíduo se locomova de forma estável, diminui também o gasto energético [9].

O alinhamento de uma prótese deve ser feito de modo que a distribuição de peso se aproxima do rácio 50:50. Embora seja um objetivo que nem sempre se consegue alcançar, é possível que, numa prótese transfemoral, se obtenha um rácio de 40:50 [9].

Como já mencionado anteriormente, a escolha dos componentes para a construção de uma prótese é baseada em muitos fatores, como o peso, nível de atividade, nível de amputação, entre outros [10].

A construção de uma prótese é dividida em três momentos: alinhamento de bancada, alinhamento estático e alinhamento dinâmico [9,11].

Numa fase inicial é importante definir uma linha que irá ajudar a fazer uma melhor distribuição do peso. Num indivíduo não amputado esta linha, no plano sagital, como representado na Figura 15, é traçada de modo a passar pelo centro de gravidade. Deve passar 2 mm posteriormente à articulação da anca, 15 mm e 60 mm anteriormente ao joelho e ao tornozelo, respetivamente. No plano frontal esta linha deve passar no centro do corpo [9].

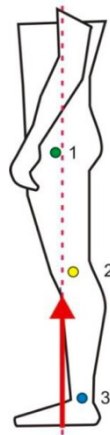


Figura 15 - Linha de carga [9]

Durante o alinhamento da prótese deve-se considerar que a linha passa no centro das articulações supramencionadas, Figura 16 [9].

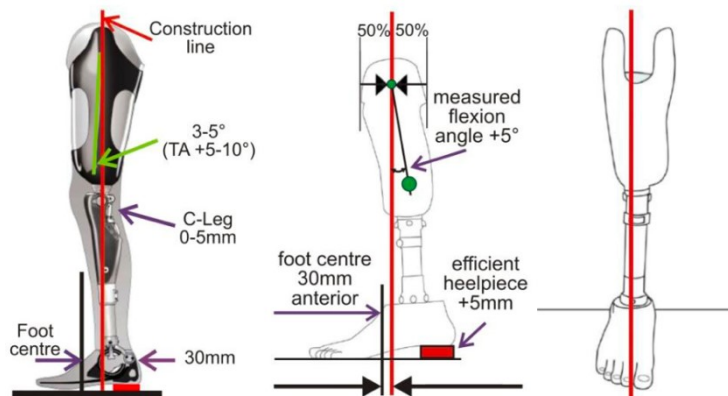


Figura 16 - Linha de construção [9]

O alinhamento estático é feito junto do indivíduo que irá usar a prótese. Nesta fase é importante fazer os alinhamentos para garantir que este consegue manter uma postura estável quando está em pé. É importante que nesta fase se ajuste o comprimento da prótese para que

haja uma distribuição de peso adequada e para que a pélvis fique nivelada, tal como apresentado na Figura 17 [9].

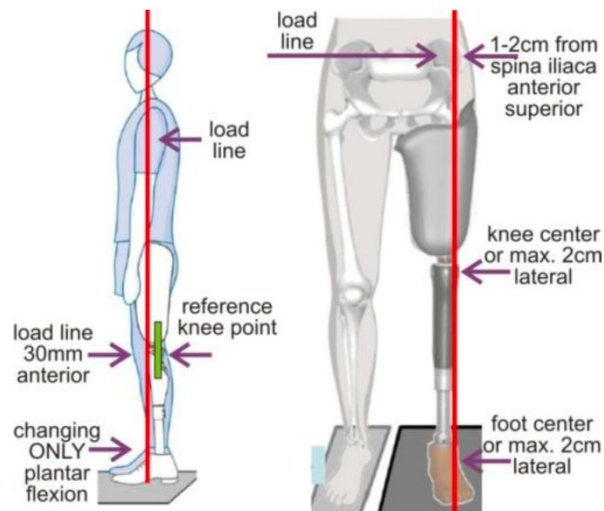


Figura 17 - Linha de carga numa prótese transfemoral [9]

Durante o alinhamento dinâmico é analisada a marcha com a prótese para que se possa perceber se existem desvios na marcha. Além disso, é importante que o indivíduo amputado partilhe a sua opinião para que se possa perceber se se sente confortável ou se sente que há algum problema que está a afetar a sua marcha. Em alguns casos o desvio da marcha pode não ser causado pelo mau alinhamento da prótese, mas sim por algum desconforto ao usar a prótese que limita o movimento [9].

2.9. Desvios posturais

Os desvios posturais na marcha de amputados de membro inferior são relativamente comuns e podem ter diversas causas, desde o mau alinhamento das próteses, o uso de um componente menos adequado, limitações físicas ou até mesmo problemas psicológicos da pessoa como a falta de motivação para “aprenderem” a andar com a prótese [9].

Alguns dos desvios mais comuns e que têm origem no mau alinhamento da prótese são:

1. Vaulting:

- Prolongamento do tempo sobre o ante pé do membro contralateral durante a fase de apoio, diminuindo o tempo de apoio sobre a prótese
- Causa: comprimento excessivo da prótese ou por uma resistência exagerada do joelho

2. Desvios médio laterais do calcanhar:

- Quando os dedos do pé protésico saem do solo o calcanhar aproxima-se ou afasta-se, conforme o tipo de desvio da linha medial
 - Causa: o joelho apresenta demasiada rotação externa/interna ou a própria prótese apresenta tais rotações.
3. Circundução:
- Durante a fase de balanço o pé realiza um arco excessivo num movimento de rotação externa
 - Causa: A resistência de flexão do joelho é demasiado grande ou o movimento de flexão está a ser limitado por qualquer razão
4. Flexão lateral do tronco
- O ombro do lado amputado tende a descair demasiado
 - Causa: A prótese está demasiado curta; o encaixe está com pouca adução
5. Elevação excessiva do calcanhar:
- O calcanhar sobe demasiado e muito rapidamente
 - Causa: A resistência à flexão do joelho está desajustada
6. Flexão excessiva do joelho
- No final da fase de apoio há uma flexão excessiva do joelho
 - Causa: A lâmina do pé protésico é demasiado suave; a alavanca gerada pela lamina até aos dedos é muito curta; a altura do calcanhar é demasiado grande para a prótese
7. Flexão plantar abrupta:
- Após o contacto inicial há uma rápida flexão plantar
 - Causa: Baixa resistência à flexão plantar do pé protésico
8. Hiperextensão do joelho
- Na fase de apoio o joelho sofre uma extensão excessiva
 - Causa: Afinação posterior do joelho com demasiada folga; lâmina do pé muito comprida ou muito rígida; calcanhar muito mole
9. Efeito pistão
- Ocorre um movimento vertical muito acentuado do lado amputado
 - Causa: O encaixe está demasiado largo ou a suspensão não está a ser realizada corretamente
10. Elevação excessiva da anca:

- A anca do lado amputado sobre excessivamente para permitir que esse membro seja projetado para a frente com mais facilidade
- Causa: Problemas com a fixação do coto ao encaixe da prótese

Como apresentado existem muitos desvios comuns em amputados e que devem ser corrigidos o mais rapidamente possível. Além de melhorarem o conforto do indivíduo e diminuïrem o consumo energético e evita que se desenvolvam possíveis lesões ou que se criem maus hábitos posturais que podem dificultar ainda mais o alinhamento da prótese [9].

2.10. Marcha dos amputados transtibiais

A marcha inicia-se com o contacto inicial, ou seja, o toque do calcanhar com o solo. Neste primeiro momento pode haver extensão ou flexão excessiva do joelho, causada pelos motivos já referidos anteriormente.

Na fase de apoio inicial deve haver alguma flexão de joelho de modo a amortecer o impacto e facilitar a transferência de peso para o outro membro [3].

Durante a fase de apoio médio há uma estabilização do joelho para permitir que a fase seguinte se inicie de forma adequada. Nesta fase pode haver pronação ou supinação do pé, caso o apoio seja feito com o bordo medial ou lateral respetivamente. Estes movimentos não devem ser exagerados e, caso isso aconteça, pode indiciar algum erro no alinhamento do pé da prótese, por exemplo. Nesta fase também é possível verificar se os joelhos apresentam valgismo ou varismo [3,5].

No final da fase de apoio inicia-se a flexão o joelho, assim como a elevação do calcanhar. No momento da fase de apoio pode ocorrer flexão do joelho demasiado cedo, normalmente motivado por fatores como o pé ter uma altura do tacão (a zona que simula o calcanhar) demasiado grande fazendo com que o pé saia do solo mais rapidamente. Pode também ocorrer o oposto, ou seja, um atraso na flexão do joelho. Pode ser motivado por um tacão baixo ou uma flexão plantar excessiva. Neste momento, como se pretende projetar o membro para a frente, pode ocorrer algum efeito pistão [3,9].

Na fase de balanço, uma vez que o membro não se encontra em contacto com o solo não são verificados desvios com tanta regularidade [3].

2.11. Marcha dos amputados transfemorais

No momento do contacto inicial do membro amputado com o solo é comum que o joelho não apresente flexão [3,12].

Após o contacto inicial é comum surgir alguma instabilidade no joelho. Esta instabilidade pode surgir pelo mau alinhamento do mesmo, um mecanismo muito ou pouco resistente, algum medo do próprio amputado ou alguma atrofia muscular e pode dificultar a progressão do membro [3,12].

Nos momentos seguintes é comum ocorrer a elevação da anca para compensar o movimento do pé. A flexão plantar desadequada neste instante pode influenciar. Este movimento evita que o peso seja transferido durante tanto tempo para o membro protetizado [3,12].

Na fase de balanço, em amputados com o coto com o comprimento de 1/3 proximal podem surgir casos de hiperlordose (curvatura acentuada da coluna para dentro). É essencial que o joelho tenha a resistência adequada para não ficar demasiado instável durante esta fase, podendo prejudicar o contacto inicial seguinte [3,12].

Capítulo 3 – Análise da marcha

3.1. Métodos de medição

Através da análise de marcha de um individuo podem ser realizadas diferentes medições através dos seguintes metidos: cinemática, cinética, antropometria e eletromiografia [3,5].

A cinemática é responsável pelo estudo do movimento dos corpos considerando as suas posições e orientações. Numa análise de marcha a cinemática pode ser utilizada para analisar o movimento de um membro ou de centro de massa do corpo ao longo do ciclo da marcha [3].

A cinética difere da cinemática na medida em que não tem em consideração as posições e orientações dos corpos, mas sim as forças, momentos e acelerações a que estes estão sujeitos. Estes parâmetros são úteis para que ao longo de uma análise de marcha seja possível avaliar, por exemplo, a pressão exercida nas diferentes zonas do pé. Isto só é possível se for usada algum tipo de equipamento capaz de medir tais parâmetros, como é o caso de uma plataforma de força [3].

A antropometria foca-se no estudo das caraterísticas e das propriedades do mecanismo de locomoção do corpo humano, como por exemplo medição da massa corporal de diferentes segmentos do corpo. Tais medições são fundamentais para se obterem parâmetros como o centro de massa do corpo, parâmetro muito importante para a correção da postura corporal e, conseqüentemente, correção do padrão de marcha [3].

A eletromiografia estuda a atividade neuromuscular, ou seja, tem como objetivo recolher dados relativos à corrente elétrica que percorre as fibras musculares resultante dos potenciais de ação gerados pelas alterações eletrolíticas. A recolha de informação é feita através da colocação de elétrodos na pele ou internamente, no músculo. Os sinais eletromiográficos recolhidos permitem determinar o tempo de atividade de cada musculo, o novel de contração e avaliar os níveis de fadiga. Em alguns casos, a eletromiografia permite detetar a atrofia de certos músculos e, após esse diagnostico, pode ser feito um trabalho de reabilitação com o objetivo de fortalecer esses músculos e permitir que o individuo tenha uma postura que lhe permita ter uma marcha mais correta [3,5].

3.2. Parâmetros espaciais e temporais

A análise do ciclo da marcha de um indivíduo pode ser feita estudando parâmetros que podem ser obtidos com ferramentas simples como um cronómetro e uma fita métrica, embora possam ser usadas ferramentas mais autónomas e eficientes para obter estes parâmetros [5].

Estes parâmetros dividem-se em espaciais e temporais.

Os parâmetros espaciais incluem o comprimento do passo e da passada, o ângulo do pé e a largura da base usada durante a marcha. O comprimento do passo é definido como a distância entre o contacto inicial de um pé e o contacto inicial do pé oposto, como é possível observar na Figura 18. A passada difere do passo pelo facto de considerar a distância entre os contactos iniciais do mesmo pé. O ângulo do pé corresponde ao ângulo feito pelo pé ao longo da linha de progressão da marcha. Por fim, a largura da base é caracterizada pela distância entre o centro do calcanhar de cada pé ao longo do ciclo da marcha [5].

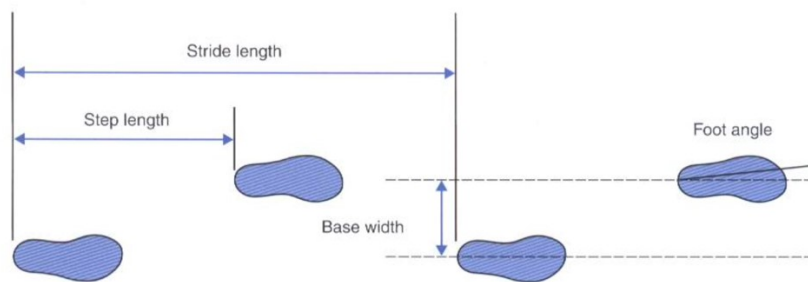


Figura 18 - Passo e passada [5]

Os parâmetros temporais são aqueles que estão envolvidos no estudo do tempo de contacto entre o pé e o solo. Se cada contacto do pé com o solo for contabilizado pode ser calculada a duração dos passos e das passadas. Os valores então obtidos são definidos como os tempos entre dois contactos iniciais consecutivos pelos dois membros e entre o contacto inicial do mesmo membro [5].

Existem outros parâmetros que também podem ser obtidos, como o suporte simples e o suporte duplo. Estes dois suportes são definidos pelo tempo em que um membro se encontra em contacto com o solo e o tempo que ambos os membros se encontram em contacto com o solo, respetivamente [5].

É possível ainda determinar o tempo de balanço que ocorre ao mesmo tempo que um membro realiza o suporte simples, mas neste caso o outro membro encontra-se em oscilação [5].

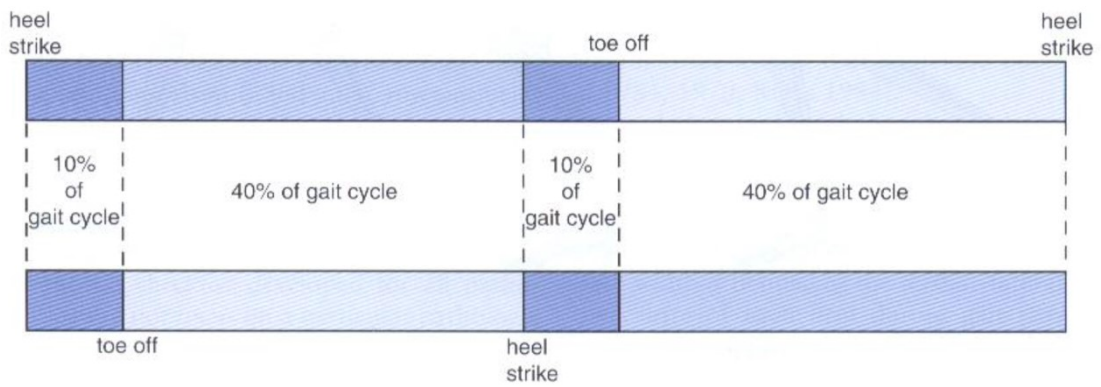


Figura 19 - Duração de cada fase da marcha [5]

A Figura 19 representa a duração de cada fase do ciclo da marcha em porcentagem da fase da marcha.

Os parâmetros temporais permitem também calcular a velocidade da marcha, bem como a cadência. Tais parâmetros podem ser obtidos com as seguintes expressões:

$$\text{Cadência (passos/min)} = \frac{\text{Passos contados (passos)} \times 60 \text{ (s/min)}}{\text{Tempo decorrido (s)}}$$

$$\text{Velocidade (m/s)} = \frac{\text{Comprimento do passo (m)} \times \text{cadência (passos/min)}}{60 \text{ (s/min)}}$$

Para o cálculo da cadencia e da velocidade deve ser considerada apenas uma fase da marcha onde o individuo já se encontra a andar a uma velocidade normal e confortável.

3.3. Análise do movimento durante a marcha

A análise de marcha contempla a utilização de todos os métodos de medição apresentados anteriormente. Quando aplicados em conjuntos é possível obter um resultado muito representativo do ciclo da marcha do indivíduo e no caso de ser uma análise para se realizar um diagnóstico será possível identificar com mais facilidade as causas dos desvios da marcha. Contudo, a aplicação de todos os métodos supracitados implica a utilização de diversos equipamentos como plataformas de pressão para avaliar a distribuição da pressão na planta do pé, plataformas de força para avaliar as forças de reação do solo ou centros de pressão, sistemas de eletromiografia para analisar a atividade muscular, sistemas de captura de imagem para análise de movimento, entre outros. Tal diversidade de equipamentos, embora útil para realizar uma análise de marcha completa, implica diversas desvantagens como o custo de aquisição de

todos os equipamentos, o conhecimento necessário para os operar corretamente, espaço para instalação dos mesmos ou o tempo necessário para a realização de uma análise de marcha tão completa [3,5,6].

Em contexto clínico, devido a algumas das desvantagens mencionadas, nem sempre é possível realizar uma análise de marcha que englobe a avaliação quer da atividade muscular, análise de movimento e análise de forças ou pressões. Ainda assim, existem ferramentas que permitem analisar certos parâmetros e que são suficientes para corrigirem alguns aspetos do padrão da marcha do indivíduo [3,5].

A cinemática é um dos métodos de medição que permite avaliar de forma mais simples o ciclo de marcha do indivíduo e identificar, se for o caso, desvios em relação a um padrão de marcha normal.

3.4. Cinemática

A cinemática permite analisar parâmetros como, velocidade, distância e acelerações de um dado segmento corporal ou do centro de massa do corpo do indivíduo.

A medição de todos os parâmetros mencionados pode ser realizadas através de diferentes métodos e equipamentos. Alguns desses equipamentos são: o goniómetro, o eletrogoniómetro, os acelerómetros, os giroscópios e os sistemas de análise baseados em camaras de vídeo [3].

O goniómetro é um instrumento bastante simples, mas que é muito importante na medição de ângulos e amplitude de movimentos. Pode ser utilizado, por exemplo, para perceber se existe alguma limitação de movimento numa articulação. Contudo, é bastante limitado quando usado numa análise de marcha, uma vez que só pode ser utilizado quando o indivíduo está parado [3].

O eletrogoniómetro, por sua vez, pode ser utilizado ao longo do ciclo da marcha, sendo assim possível colmatar o problema do goniómetro. O eletrogoniómetro permite analisar os ângulos das articulações ao longo do movimento nos três planos. No entanto, são usados, normalmente, eletrogoniómetros que avaliam apenas os movimentos de flexão/extensão e adução/abdução. Embora este dispositivo seja bastante mais eficaz na medição da amplitude de certas articulações ao longo do ciclo da marcha, é um equipamento mais caro e são necessários vários eletrogoniómetros caso se pretende analisar em simultâneo o movimento de diversas articulações [3].

Os acelerómetros são pequenos dispositivos que medem a aceleração de um corpo ou segmento corporal. Este tipo de dispositivos, normalmente, só é capaz de medir tais acelerações

em uma direção, mas se forem combinados dois ou três acelerômetros é possível medir a aceleração em duas ou três direções. Podem ser usados na análise de marcha para avaliar o impacto do calcanhar com o solo. Sendo este o primeiro momento do ciclo da marcha é um momento crucial para que o ciclo de marcha continue corretamente. Através da aceleração calculada por estes dispositivos pode ser calculada a velocidade e a posição do corpo ou segmento corporal, usando a integração numérica. Ainda assim este método para se obter a velocidade e posição pode estar sujeito a alguns erros, uma vez que durante a marcha o segmento corporal em análise provavelmente estará sujeito a algum tipo de rotação [3,5].

Os giroscópios podem ser utilizados para registrar a orientação do corpo ou segmento corporal no espaço. Este tipo de dispositivo é mais vantajoso de ser utilizado em combinação com acelerômetros [3].

Por fim, um dos métodos mais comuns para a recolha de parâmetros cinemáticos consiste no uso de sistemas de análise de movimento. Esse tipo de sistemas é baseado na recolha de imagens capturadas através de câmaras. A análise de marcha utilizando este método pode ser bidimensional, 2D, ou tridimensional, 3D [3,5].

3.5. Análise de marcha 2D

As análises bidimensionais analisam o movimento em apenas um plano e são feitas com a câmara colocada ortogonalmente ao plano. Para este tipo de análise uma única câmara é suficiente, uma vez que será feita a captura de imagens em apenas um plano. As análises podem ser feitas no plano sagital ou no plano coronal. Neste último é possível realizar a análise com objetivo de recolher imagens na vista anterior ou posterior. A captura de imagens no plano sagital permite analisar, essencialmente, o movimento de certas articulações, nomeadamente, anca, joelho e tornozelo ao longo da marcha. É possível, ainda, obter dados relativamente a alguns ângulos, como é o caso do ângulo do tronco. Quando feita a análise em ambos os lados, esquerdo e direito, poder-se-á também estudar a diferença de variação da posição de certos pontos anatómicos ao longo da marcha. Ainda assim, esta diferença é mais bem analisada numa vista frontal. O plano frontal permite, por exemplo, analisar se um dos ombros sobe mais do que o outro, ou se um pé tem um movimento de rotação externa mais acentuado do que o outro. Este tipo de informação é valioso para a correção da postura do indivíduo [3,5,6].

Este tipo de análise, bidimensional, apresenta algumas vantagens e desvantagens e deve ser usada de acordo com as necessidades da análise. A análise bidimensional é muito mais

limitada do que a análise tridimensional, principalmente devido ao facto de só poder analisar movimentos em um único plano. Além disso, como só é feita a captura de imagens num único plano por uma única câmara o espaço usado para a captura é relativamente curto, podendo ser filmados poucos ciclos de marcha, como será explicado mais adiante. Assim, dependendo da exigência da análise de marcha, este número de ciclos pode ser suficiente. Embora tenha algumas desvantagens, como as referidas anteriormente, a análise bidimensional apresenta vantagens como a simplicidade dos métodos para a recolha de dados e interpretação dos resultados, bem como o baixo custo dos equipamentos necessários para este tipo de análise. Geralmente, apenas é necessária uma câmara (que pode ser a de um *smartphone*), um tripé para estabilizar a câmara enquanto é feita a recolha de imagens, marcadores para serem colocados nos pontos anatómicos que se pretende analisar e um software que permita fazer o processamento dos dados [3,5,6].

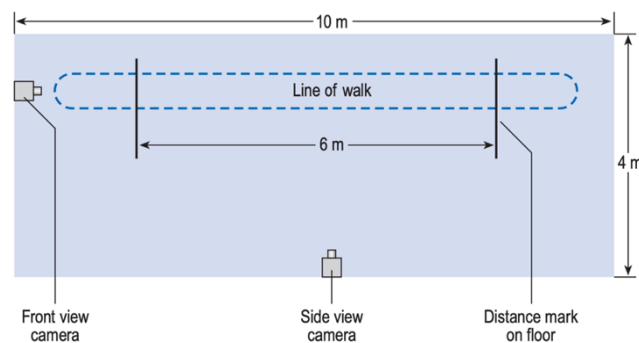


Figura 20 - Posicionamento dos equipamentos para a recolha de imagens [3]

A Figura 20 apresenta um protocolo típico para a realização de uma análise 2D. Desde logo é possível ver que estão a ser usadas duas câmaras. No entanto, cada uma filma planos diferentes, sagital e coronal. Isto permite fazer em simultâneo a análise de marcha no plano sagital e coronal. Além das câmaras é possível ver uma marcação com 6 metros de comprimento correspondente à zona que será usada para o indivíduo andar. Como já referido, este comprimento pode não ser suficiente para capturar muitos ciclos de marcha. Alguns autores referem que 8 metros é o mínimo para analisar a marcha em indivíduo jovens e 10 – 12 metros para um padrão de marcha mais rápido. Contudo, para certas análises de marcha, como é o caso daquelas que são feitas em indivíduos com patologias que perturbam o normal padrão de marcha, esta distância poderá ser mais curta, uma vez que cada ciclo de marcha é mais curto que o normal. A câmara deve ficar posicionada a uma distância que permita filmar toda a zona onde o sujeito irá ser sujeito a análise. No entanto, não devem ser usadas lentes do tipo grande angular para evitar que exista distorção na imagem, podendo afetar a profundidade de campo e, consequentemente, aumentar os erros associados às medições. A altura da câmara deve

corresponder ao ponto médio dos segmentos corporais que se pretendem captar nas filmagens, ou seja, se, por exemplo, se pretender apenas analisar o movimento dos membros inferiores a câmara deve ser colocada à altura dos joelhos. Por fim, é fundamental que seja feita a calibração do espaço onde foram recolhidas as imagens para que o *software* usado para o processamento dos dados consiga saber quantos pixéis correspondem a uma determinada distância. Para tal, deverá ser usado um objeto de dimensões conhecidas e deve ser posicionado no mesmo plano de análise onde o indivíduo irá caminhar. Este objeto não deve ter dimensões muito reduzidas para que, desse modo, seja mais fácil fazer a calibração no *software* [3,5,6].

3.6. Análise de marcha 3D

A análise de marcha tridimensional requer o uso de pelo menos duas câmaras, embora, normalmente, sejam usadas pelo menos quatro. Tal situação deve-se ao facto de ser necessário que os marcadores sejam vistos simultaneamente por pelo menos duas câmaras. Com, pelo menos, quatro câmaras este requisito é mais facilmente satisfeito. O aumento no número de câmaras permite, ainda, diminuir os erros associados à recolha de dados. Além disso, quanto mais complexo for o movimento que se pretende analisar, mais será a necessidade de serem usadas mais câmaras. Numa análise de marcha normal quatro câmaras podem ser suficientes, mas este número pode ser superior a dez [3,5].

Este tipo de análise permite analisar o movimento do indivíduo nos três planos. Para garantir a precisão dos dados recolhidos, além do número de câmaras já referido, existe um procedimento de calibração que cria um “volume” dentro do qual o indivíduo poderá andar e no qual estará a ser constantemente acompanhado pelas câmaras. Esta calibração permite trabalhar com erros de $\pm 0.1\text{mm}$. É também usado um referencia que permite definir a origem e o sentido positivo dos eixos. Além da calibração é necessário assegurar a sincronização de todas as câmaras. Isto é essencial para que todas as câmaras comecem a fazer a captura de dados ao mesmo tempo [5].

Os sistemas de análise tridimensionais têm, à semelhança dos bidimensionais, vantagens e desvantagens. As maiores vantagens estão relacionadas com uma maior precisão dos dados recolhidos, a possibilidade de capturar imagens em todos os planos, incluindo a possibilidade de medir com precisão movimentos de rotação de qualquer segmento corporal. Contudo, apresentam algumas desvantagens que são, em muitos casos, suficientemente grandes para não serem usados em contexto clínico. Desde logo, o preço dos equipamentos. Estes sistemas,

dependendo do número de câmaras, podem ter preços que ascendem a alguns milhares de euros. Além disso, podem exigir um maior esforço para que sejam devidamente calibrados. Pode ainda ser necessário o uso de *softwares*, como o *Qualysis* ou *VICON*, o que pode acrescentar mais complexidade e custo a todo o processo de análise [5].

3.7. Marcadores

Os marcadores são ferramentas essenciais para a realização de uma análise de marcha, seja uma análise 2D ou 3D. Estes marcadores são colocados em pontos anatómicos e têm como objetivo representar segmentos corporais [5].

Existem dois tipos de marcadores, passivos e ativos. Os marcadores passivos são, geralmente, feitos de um material retro refletivo. Este tipo de material tem como função refletir a luz que é emitida por uma fonte em colocada à volta da câmara. Estes sistemas de luz podem ser estroboscópicos os infravermelhos. É essencial que os marcadores contrastem com o fundo onde são colocados de modo que sejam facilmente visíveis para as câmaras. Os marcadores ativos, por sua vez, não necessitam de esse tipo de contraste, uma vez que os próprios marcadores emitem radiação a uma determinada frequência. Com a utilização destes marcadores não há, também, a necessidade de haver preocupação com a iluminação já que estes não são identificados visualmente. Estes marcadores têm a vantagem de serem mais facilmente seguidos pelas câmaras, pois cada marcador pode emitir uma frequência diferente, ou seja, mesmo em locais onde haja marcadores muito próximos, estes não serão identificados devido à diferença das frequências usadas por cada um [5].

O correto posicionamento dos marcadores, bem como a manutenção das suas posições ao longo do movimento, é essencial para garantir a fiabilidade dos dados recolhidos. Os erros mais comuns são, normalmente, causados por movimentos entre o marcador e a superfície na qual são colocados. Normalmente são colocados diretamente sobre a pele, mas podem existir movimentos do tecido entre a pele e o ponto anatómico, alterando assim a posição real desse ponto. Além disso, existem pontos anatómicos que podem causar algum desconforto ao indivíduo caso sejam colocados diretamente sobre a pele. A zona pélvica é um exemplo. Nesses casos os marcadores têm de ser colocados sobre algum tecido, como licra. Alguns autores concluíram que, embora seja comum colocar os marcadores sobre a pele, é melhor colocá-los sobre algum tecido que fique justo ao corpo. O tamanho dos marcadores é outro fator que tem grande influência nos resultados obtidos. Os marcadores passivos, dado que necessitam de ser

bem visíveis para as câmaras, devem ter dimensões que permitam que o seu *tracking* seja feito corretamente. Contudo, se forem usados marcadores de grandes dimensões para identificar segmentos corporais limitados por pequenos pontos anatómicos podem surgir erros. Por exemplo, a análise de movimento dos dedos de uma mão terá de ser feita com marcadores mais pequenos do que aqueles que devem ser usados para uma análise de movimento dos membros inferiores [3,5].

3.8. Modelos anatómicos

Os modelos anatómicos correspondem às diferentes abordagens utilizadas relativamente à colocação dos marcadores, bem como a quantidade de marcadores usada. Existem diversos modelos, como é exemplificado nas Figuras 21 e 22, que variam, essencialmente, de acordo com a sua complexidade e, como tal, cada um deverá ser usado de acordo com a profundidade da análise que se deseja realizar [5].

O modelo anatómico mais simples, Figura 22, baseia-se na colocação do marcador diretamente na pele acima do ponto anatómico, no centro de rotação do mesmo. A colocação de um marcador em cada uma das extremidades do segmento corporal cria uma linha reta que representa esse mesmo segmento. Neste modelo os marcadores são colocados na cabeça do quinto metatarso de cada pé, maléolos laterais, côndilos laterais do fémur, trocânter maior de cada lado, espinha ilíaca ântero-superior, acrômios, côndilo lateral de cada úmero e pulsos [5].

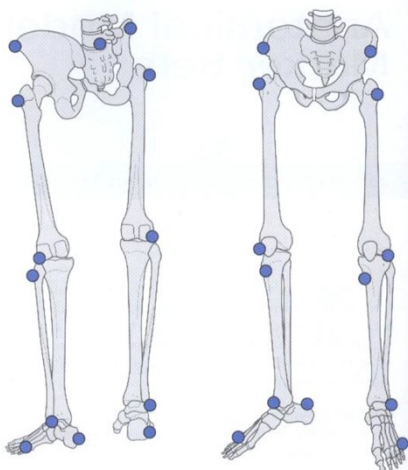


Figura 21 - Modelo de Vaughan [5]

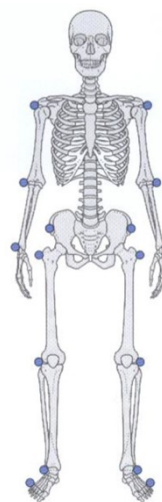


Figura 22 - Modelo simples [5]

Um modelo focado na análise do membro inferior é o modelo de Vaughan. Este modelo é baseado em 15 marcadores. Além das posições já enunciadas no modelo anterior, o modelo de Vaughan adiciona, no membro inferior, marcadores nos calcanhares, tuberosidade da tíbia e sacro. O marcador no calcanhar ajuda a representar melhor o movimento do pé ao longo do seu movimento. Já o marcador colocado no sacro permite avaliar a inclinação da região pélvica [5].

Existe uma variante do modelo de Vaughan, o modelo de Helen Hayes. Nesta variante, além dos marcadores apresentados na Figura 22 são também colocados marcadores na tíbia e no fêmur. Contudo, os marcadores não são colocados na pele, mas sim na extremidade de uma “varinha”. Estes marcadores permitem analisar os movimentos de rotação dos segmentos onde estão colocados [5].

Além destes modelos, existem outros modelos mais complexos, que permitem trabalhar com seis graus de liberdade. Os seis graus de liberdade referem-se aos movimentos de translação verticais, medio-laterais e ântero-posteriores e os movimentos de rotação nos três planos diferentes. Os modelos que permitem trabalhar com os seis graus de liberdade conseguem dar informação mais correta sobre o movimento das articulações e, essencialmente, permitem estudar o movimento de dois segmentos corporais relativamente a uma articulação. Contudo, embora este tipo de modelos tenha estas vantagens, em certos contextos pode ser demasiado complexo para o tipo de análise que se pretende realizar [5].

3.9. Tratamento e processamento dos dados recolhidos

Após a captura de todos os dados / imagens necessárias para a realização da análise de marcha é necessário o tratamento e processamento das mesmas.

No tratamento de dados é feita a identificação de cada marcador. Em *softwares* mais básicos pode ser necessário fazer esta identificação em cada *frame*, tornando o processo muito demorado, especialmente em análises 3D. Contudo, existem *softwares*, onde esta identificação tem de ser feita apenas no primeiro *frame* e, após isso, os marcadores são identificados automaticamente ao longo de todo o movimento [5].

Após a identificação dos marcadores ao longo de todo o movimento é feito o processamento dos dados relativos às posições dos marcadores de modo a obter dados em X e Y, no caso de uma análise 2D, e X, Y e Z, no caso de uma análise 3D. As coordenadas dos marcadores nos diferentes eixos permitem, posteriormente, calcular ângulos, deslocamentos, entre outros parâmetros [5].

Este processamento deve ser sujeito a filtros que têm como objetivo eliminar o ruído associado ao processamento das coordenadas de cada marcador ao longo do tempo. Um tipo de filtro muito usado é o filtro passa-baixo, normalmente filtros Butterworth de 2ª ou 4ª ordem com frequências de corte entre os 6 e os 7Hz. O uso destes filtros permite eliminar as altas frequências, causadas por alguns fatores como o movimento dos tecidos entre os marcadores e o osso que serve de referência [5].

Capítulo 4 - Trabalho prático

Aquando do início do período de estágio, os profissionais responsáveis pela área de ortoprotesia do Padrão Ortopédico partilharam o seu interesse sobre a necessidade de serem realizadas análises de marcha a amputados de membro inferior, quantificar os desvios da marcha dos amputados e, conseqüentemente, permitir que fosse feita uma correção no alinhamento das próteses de forma mais eficaz. Para tal, foi necessário pensar numa metodologia para a análise de marcha e nas ferramentas que seriam utilizadas, que para a recolha de dados, quer para o tratamento e processamento dos mesmos.

Os critérios que foram colocados para o desenvolvimento de todo o processo de análise de marcha basearam-se no baixo custo e na simplicidade do processo, desde a recolha dos dados até à obtenção dos resultados pretendidos.

Dada a limitação ao nível dos custos e a necessidade de se ter um processo de análise de marcha simples optou-se por escolher um sistema de análise 2D. As análises 2D podem ser realizadas de forma extremamente económica e o processo de recolha de dados não exige o uso de muitos equipamentos que necessitariam de muito tempo para calibrar, por exemplo, e poderiam causar desconforto a muitos utentes. Embora as análises 2D não consigam obter resultados tão fidedignos como as análises 3D permitem, no entanto, analisar aspetos como a amplitude de movimento das articulações ou alguns desvios médio-laterais. Vários estudos têm mostrado que embora seja baseada em tecnologia mais simples, as análises 2D conseguem resultados muito satisfatórios quando comparados com aqueles que são obtidos em análises 3D [13,14].

4.1. Metodologia de recolha de dados

4.1.1. Setup do ambiente para recolha de dados

Após a escolha do tipo de sistema de análise de marcha a usar foi necessário começar a criar uma metodologia de recolha de dados, neste caso, imagens.

Tendo sido o sistema de análise bidimensional o tipo de sistema escolhido o primeiro passo passou pela criação de um protocolo de recolha de imagens. A criação desse protocolo

era essencial para que durante todas as análises de marcha os dados fossem recolhidos sempre nas mesmas condições.

O primeiro parâmetro a ser considerado foi o espaço onde seriam feitas as análises de marcha e o espaço útil que seria utilizado para fazer a recolha de imagens. O ginásio do Padrão Ortopédico foi o local escolhido por diversas razões. Este é o local onde são realizadas as provas de marcha dos utentes. Estas provas de marcha servem, essencialmente, para fazer o alinhamento das próteses e para que o utente possa treinar a marcha com a prótese. O ginásio está equipado com barras paralelas que permite que qualquer amputado consiga caminhar, mesmo aqueles que, por exemplo, ainda estão a aprender a andar com a prótese. Nesta fase pode haver desequilíbrios ou falta de confiança e, como tal, é essencial que o utente tenha barras para se apoiar sempre que necessário. Assim, de modo a realizar todas as provas de marcha nas mesmas condições, o corredor entre as barras paralelas ficou definido como a zona de marcha, como apresentado na Figura 23, foi considerado como zona útil para a recolha de imagens. Esta zona útil tem um comprimento de 5 metros, ficando abaixo dos 8 metros recomendados por alguns autores. A largura desta zona era de 0.80 metros.



Figura 23 - Espaço utilizado para a recolha de imagens

A distância usada é suficiente para dois ciclos de marcha completos, em velocidade normal. Deve ser considerado ainda o facto de muitos amputados terem uma marcha mais lenta do que um não amputado, reduzindo assim o espaço necessário para realizar um ciclo de marcha completa.

Após ter sido definida a zona útil para recolha de imagens, foi definida uma distância de 3 metros entre a câmara e o plano de movimento (plano esse localizado entre as barras

paralelas). A câmara foi colocada num tripé à altura da barra horizontal. Como já referido, a câmara deve estar a metade da altura do segmento corporal que se pretende analisar.

Toda a metodologia anteriormente refere-se à recolha de dados no plano sagital. Para o plano coronal a única alteração seria o posicionamento da câmara que, neste caso, deveria ser colocada entre as mesmas barras paralelas de modo a captar o plano frontal do utente durante a marcha. Contudo, usando esta metodologia não foi possível obter resultados satisfatórios. Isto deveu-se ao facto de, numa vista frontal, o mesmo corpo a distâncias diferentes da câmara apresenta dimensões diferentes, ou seja, a profundidade do plano de movimento vai mudando constantemente ao longo da marcha. Assim, quando é feita a calibração do sistema, este apenas fica calibrado num único *frame*, já que nos *frames* seguintes a distância entre a câmara e o plano de movimento vai variar. No plano sagital tal erro não acontece uma vez que a distancia entre a câmara e o plano de movimento é sempre a mesma.

De forma a viabilizar a recolha de dados no plano frontal, optou-se por usar a passadeira presente no ginásio. Na passadeira, é possível recolher imagens no plano frontal mantendo sempre o plano de movimento, uma vez que numa passadeira a marcha ocorre sempre no mesmo local. Além do plano frontal, a passadeira é uma alternativa para recolha de dados no plano sagital, pois o indivíduo pode caminhar durante muito tempo, mantendo-se sempre o plano de movimento e não sendo necessário um espaço muito grande para que o mesmo possa caminhar. Vários estudos apontam para o facto de a marcha numa passadeira não ser significativamente diferente da marcha no solo [15]. Contudo, caminhar na passadeira pode ser um desafio para amputados, principalmente para aqueles que não têm muita confiança a andar com a prótese, quer seja por medo ou pelo facto de ainda estarem a aprender a caminhar com a mesma.

4.1.2. Câmara utilizada

A recolha de imagens foi feita com um iPhone X com uma resolução de 1920 x 1080 píxeis. Todas as definições relativas à luminosidade foram mantidas. No entanto, todas as filmagens foram feitas em câmara lenta a uma taxa de 120 fotografias por segundo. Foi possível verificar que a recolha de imagens a 120FPS permitia fazer um melhor processamento de dados comparativamente à recolha de imagens a 60FPS (vídeo em velocidade normal), pois existe menos efeito de desfoque dos marcadores ao longo do movimento. Foi feita a tentativa de se usar a câmara lenta com uma taxa de 240FPS em 1920 x 1080 píxeis, mas dada a grande

diferença entre a frequência da radiação emitida pelas luzes do ambiente de recolha de imagens e a frequência da câmara as imagens tornaram-se difíceis de processar.

4.1.3. Marcadores

Todo o processo de análise de marcha, principalmente a recolha de imagens, tinha como requisito ser rápido. Como tal, a colocação dos marcadores devia ser rápida e não deveria deixar a pessoa desconfortável. Além disto, uma análise bidimensional não permite fazer uma análise de marcha tão profunda quanto uma análise tridimensional. Assim sendo, optou-se por usar um esquema de marcadores baseado no modelo anatómico simples. Foram colocados marcadores no acrômio, fémur, epicôndilo lateral do fémur, tuberosidade da tíbia, maléolo lateral e quinto metatarso.

Este esquema de marcadores, no plano sagital, permite calcular a amplitude angular da anca, joelho e tornozelo. No plano coronal permite estudar os desvios médio laterais dos pontos anatómicos onde estão colocados.

O marcador colocado no fémur deveria, se possível, ser colocado no trocânter maior. Contudo, durante a marcha o braço passa à frente do trocânter maior e, como tal, qualquer marcador aí colocado não seria visível durante algumas frações de segundo, o suficiente para que um *software* perdesse o marcador e inviabilizasse a sua análise. Assim, foi colocado um marcador no fémur de forma que nunca fosse tapado. Para a colocação desse marcador foi considerada uma linha reta entre o trocânter maior e o maléolo lateral para que no processamento dos dados fosse possível, através de trigonometria, determinar a posição verdadeira do trocânter e, com essa posição, calcular o ângulo do tronco e do joelho.

A Figura 24 apresenta o modelo que foi usado para colocar os marcadores. A Tabela 2 apresenta a nomenclatura atribuída a cada marcador. Essa nomenclatura deve ser sempre respeitada para que, posteriormente, seja possível obter os resultados desejados. Os marcadores que são analisados no plano sagital têm o mesmo nome nos dois membros, uma vez que os membros são analisados individualmente. No plano frontal existe uma denominação específica para o marcador de cada um dos membros, uma vez que a análise do plano frontal implica que os marcadores dos dois membros estejam a ser capturados em simultâneo. Os marcadores colocados no acrômio não foram utilizados para a análise do plano frontal, assim como os marcadores colocados na tuberosidade da tíbia não foram utilizados na análise do plano sagital.

Tabela 2 - Nomenclatura dos marcadores

Marcador	Plano sagital	Plano coronal
1	A	-
2	A	-
3	GT	RGT
4	GT	LGT
5	LE	RLE
6	LE	LLE
7	-	RTT
8	-	LTT
9	LM	RLM
10	LM	LLM
11	VM	RVM
12	VM	LVM

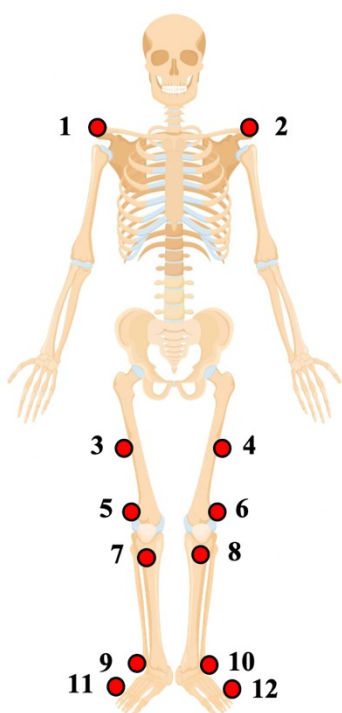


Figura 24 - Modelo de marcadores utilizado

Os marcadores utilizados foram modelados no *software* Fusion 360 e, posteriormente, foram impressos na impressora Creality CR-10. O material escolhido foi o TPU, um material mais flexível, na cor, cor-de-laranja. Os marcadores foram modelados com um diâmetro de 2 cm. Este diâmetro permitiu que os marcadores fossem bem identificados pelo *software*. Além disso, a cor dos mesmos é uma cor que contrasta com a pele e com quase todas as peças de roupa, facilitando assim, ainda mais, o seu acompanhamento quando colocadas as imagens no *software* de análise das imagens. Como apresentado na Figura 25, os marcadores foram presos a duas peças de velcro para depois serem colocados nos segmentos corporais desejados. Foi usado velcro fêmea autocolante para prender o marcador e velcro macho autocolante para colar no segmento corporal.



Figura 25 - Marcador utilizado na recolha de dados preso ao velcro

Em contexto clínico onde há a necessidade de se lidar com muitos utentes diferentes, nem sempre estão reunidas as condições ideais para que os marcadores sejam colocados diretamente sobre a pele (porque os utentes não o permitem) ou sobre roupa justa (porque os utentes não a usam – uma vez que se trata de um ambiente onde é analisada a marcha de amputados é extremamente comum que estes usem roupa larga para que possam retirar a prótese mais facilmente para o caso de ser necessário fazer algum ajuste). Sempre que possível os marcadores foram colocados diretamente sobre a pele. Contudo, quando tal não era possível, eram usadas bandas de velcro que eram colocadas no membro inferior sobre as quais eram colocados os marcadores. Estas bandas tinham como objetivo reduzir o movimento dos marcadores que poderia ser excessivo caso estes fossem colocados sobre a roupa, principalmente sobre calças largas e podia ser gerado demasiado ruído.

4.2. Tratamento das imagens recolhidas

Após a recolha de imagens é necessário fazer o *tracking* dos marcadores, ou seja, colocar as imagens num *software* que permita identificar cada marcador e acompanhar cada um deles ao longo do movimento durante um período pré-definido. Através deste processo de identificação de marcadores e do *tracking* dos mesmos é possível recolher os dados relativos às posições dos mesmos.

Para a realização deste processo é necessário um *software* com capacidades de análise de imagem. Existem diversas opções no mercado, umas mais simples do que outras e com custos variáveis. No entanto, atualmente existe uma opção cada vez mais usada, principalmente, em contexto clínico ou em áreas como a preparação física e amento da *performance* em atletas, o Kinovea.

O Kinovea é um *software* gratuito e *open source* usado para análises de movimento, podendo ser usado para fazer análises de marcha bidimensionais. Este *software* permite, por exemplo, manipular a velocidade das imagens em análise, fazer anotações, fazer comparações lado a lado, fazer medições e fazer o acompanhamento de marcadores. O acompanhamento os marcadores, *tracking*, foi a funcionalidade mais utilizada, pois é através desta que se consegue obter os dados relativos às coordenadas de cada marcador ao longo do ciclo da marcha para, depois, ser possível obter os resultados pretendidos. Vários estudos realizados mostram que o Kinovea consegue ter resultados muito satisfatórios quando comparado com *softwares* mais complexos, normalmente usados em análises 3D [16–18].

As imagens recolhidas foram analisadas no Kinovea. O primeiro passo consistiu em cortar o vídeo da marcha do utente para o intervalo que se desejava analisar. Tal intervalo correspondeu a um ciclo de marcha, ou seja, desde o contacto do calcanhar com o solo até o contacto do mesmo calcanhar com o solo.

Após ter sido definido o ciclo de marcha, foi feita a identificação de cada marcador. A cada marcador foi atribuído a nomenclatura já referida anteriormente. O *tracking* dos marcadores é feito automaticamente pelo Kinovea após o marcador estar identificado. A ferramenta de identificação e *tracking* é muito intuitiva e bastante eficaz a acompanhar a trajetória dos marcadores.

A última etapa realizada no Kinovea passou pela exportação dos ficheiros com os dados relativos às coordenadas de cada marcador para cada plano analisado. Assim, para cada plano foram exportados dois ficheiros CSV, um com a componente horizontal das coordenadas dos marcadores e outro com a componente vertical das coordenadas dos mesmos marcadores.

4.3. Desenvolvimento do *software* para a análise da marcha

A recolha e o tratamento de dados foram realizados com ferramentas e metodologias já existentes. Contudo, o processamento dos dados, ou seja, a extração de resultados a partir das coordenadas obtidas pelo *tracking* dos marcadores realizado no Kinovea, teria de ser feito de modo que fosse possível obter a informação desejada.

Embora existam no mercado muitos *softwares* capazes de fazer análises de marcha, não existem opções que entreguem informação relativa a possíveis desvios de marcha em amputados de membro inferior. Como tal, surgiu a necessidade de se criar uma ferramenta específica para a análise de dados de marcha em amputados de membro inferior e que conseguisse apresentar resultados que permitissem a um técnico de ortoprotesia perceber facilmente se existem desequilíbrios significativos na marcha do amputado, se o padrão de marcha é semelhante a padrões de marcha de referência em amputados e, no caso de existirem desequilíbrios, quantificá-los.

O desenvolvimento da ferramenta que viria a permitir analisar a marcha dos amputados de membro inferior teve por base os ficheiros CSV exportados do Kinovea com a informação relativa às coordenadas de cada marcador. Através dessa informação seria possível calcular os ângulos das articulações no plano sagital e alguns desvios no plano frontal.

4.3.1. Linguagem de programação e IDE

O primeiro passo na criação do *software* passou pela escolha da linguagem que seria utilizada. A linguagem escolhida foi Python. Python é uma linguagem de alto nível o que significa que usa uma sintaxe semelhante àquela que é usada pela comunicação do ser humano. Além disso é uma linguagem muito versátil, podendo ser usado em áreas como a inteligência artificial, desenvolvimento *web*, análise de dados, desenvolvimento de aplicações, entre outras. É uma linguagem que não implica quaisquer custos para ser usada e é multiplataforma. Devido tudo isto, o uso de Python tem sido cada vez maior entre o meio académico e empresarial.

Após a escolha da linguagem de programação foi escolhido um ambiente de desenvolvimento integrado, IDE (Integrated Development Environment). Um IDE é um *software* utilizado que ajuda no desenvolvimento de um *software*. Um IDE permite combinar em uma única interface gráfica diversas ferramentas utilizadas para o desenvolvimento de um *software*. Algumas capacidades de um IDE são a possibilidade de ser usado para escrever código fonte em diversas linguagens, o preenchimento automático de certos trechos de código para agilizar o trabalho de desenvolvimento, a deteção de erros no código através da ferramenta de debug, entre outras. O IDE escolhido foi o PyCharm. A escolha deste IDE foi motivada pelo facto de ter um grande foco no desenvolvimento de *software* com a linguagem Python.

4.3.2. Desenvolvimento de uma aplicação *web*

O desenvolvimento de um programa apenas se torna atrativo para ser usado por qualquer possível utilizador quando este pode ser executado através de uma interface gráfica que permite a qualquer utilizador, por meio de, por exemplo, botões e menus, executar todas as tarefas presentes no programa. A Figura 26 apresenta a funcionalidade de carregar ficheiros. Do lado esquerdo está apresentado o código em Python e do lado direito é possível ver um botão, numa aplicação *web*, que executa todo o código apresentado à esquerda.

Todo o código escrito em Python (em apêndice) foi adaptado para poder ser corrido numa aplicação *web*. Para tal, foi utilizada a plataforma Streamlit. Esta plataforma é orientada para a criação de aplicações *web* com recurso à linguagem Python. Esta plataforma suporta diversas bibliotecas usadas para escrever código em Python e, por isso, pode ser usada para a criação de aplicações de diversos tipos, como *Data Science* ou *Machine Learning*.

O desenvolvimento de uma aplicação *web* foi motivada pelo facto de ser uma forma de executar uma aplicação sem usar os recursos do próprio equipamento onde esta está a ser usada,

uma vez que este tipo de aplicações corre na *cloud*. Além disso, como não é necessário instalar qualquer tipo de programa, todo o processo de utilização da aplicação é extremamente simples, bastando abrir uma ligação no *browser*. Existe ainda a vantagem de ser facilmente partilhada entre utilizadores na medida em que basta enviar uma hiperligação para se ter acesso à aplicação, ao invés de ser necessário enviar uma pasta inteira para conseguir correr um programa no próprio computador, por exemplo.

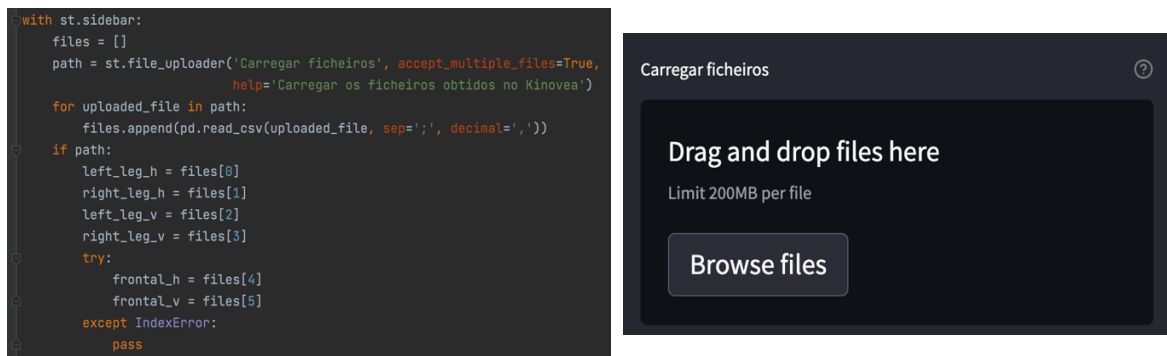


Figura 26 - À esquerda o código em Python e à direita a função descrita pelo código inserida numa interface gráfica

4.3.3. Funcionalidades da aplicação

A aplicação foi desenvolvida de modo a ser o mais intuitiva possível, quer ao nível da sua utilização, quer ao nível da apresentação dos resultados.

A aplicação apresenta as seguintes funcionalidades:

- Importação de ficheiros CSV
- Escolha do tipo de amputação (transtibial ou transfemoral)
- Escolha da perna amputada (direita ou esquerda)
- Plano para análise (sagital ou frontal)
- Distância entre marcador do fêmur e o trocânter
- Análise dos gráficos relativos aos ângulos das articulações da anca, joelho e tornozelo ao longo do ciclo da marcha para cada perna
- Visualização do momento de transição entre a fase de apoio e a fase de balanço
- Download dos gráficos anteriores
- Resumo dos desvios da marcha no plano sagital e frontal
- Comparação dos resultados com a literatura
- Criação de um relatório do utente

4.3.4. Funcionamento da interface da aplicação

O desenvolvimento da aplicação teve como um dos grandes objetivos a simplicidade quanto à sua utilização. A aplicação é composta por duas janelas principais. A janela principal é utilizada para mostrar os resultados que interessam ao utilizador. A segunda janela é uma barra lateral que contém opções que são usadas apenas uma vez, ou seja, a partir do momento que todos os parâmetros na barra lateral são preenchidos corretamente já não precisam de ser mais alterados.

A Figura 27 apresenta a página inicial interface gráfica, apresentada assim que o utilizador abre a aplicação.

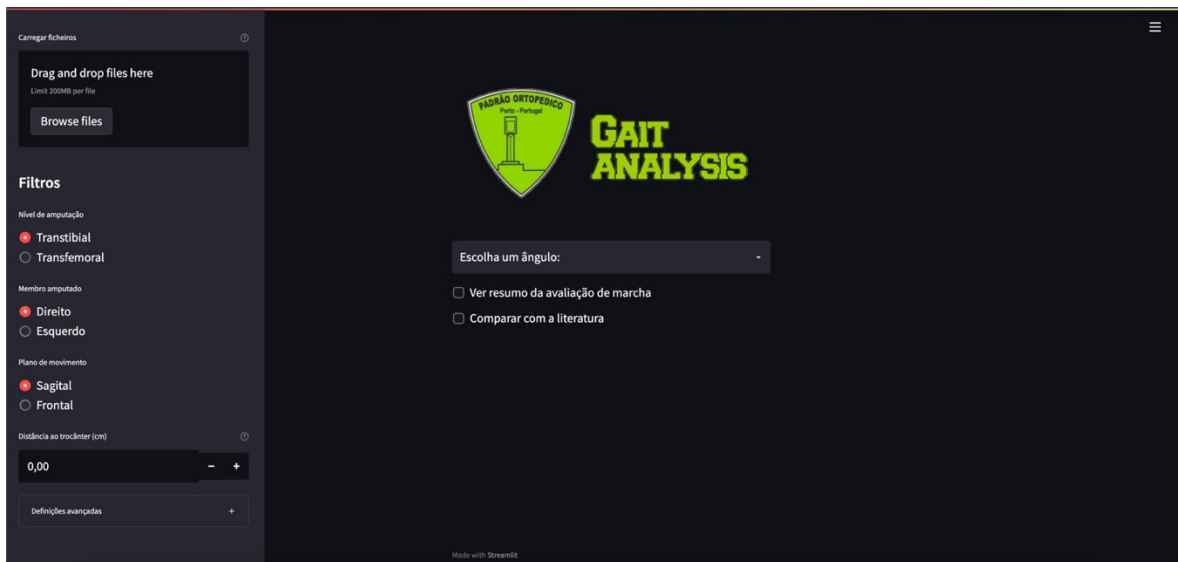


Figura 27 - Página principal da aplicação

O primeiro passo consiste em carregar os ficheiros CSV retirados a partir do *tracking* dos marcadores feito no Kinovea. O utilizador deve carregar, pelo menos, quatro ficheiros, dois ficheiros para cada perna (cada perna tem um ficheiro CSV com a componente horizontal das coordenadas dos marcadores e outro com a componente vertical). Estes quatro ficheiros devem corresponder ao plano sagital. A análise do plano frontal é opcional e, como tal, não é necessário carregar quaisquer ficheiros relativos a esse plano caso tal não seja desejado.

Após os ficheiros serem carregados, deve ser identificado o nível de amputação do utente (transtibial ou transfemorale), a perna amputada (direita ou esquerda), e a distância entre o marcador GT e o trocânter maior. O utilizador deve ainda escolher o plano que pretende analisar. Quando a aplicação é aberta o plano selecionado, por defeito, é o plano sagital por ser aquele que oferece resultados mais objetivo quanto à marcha do utente, uma vez que permite avaliar as amplitudes de movimento das articulações ao longo do ciclo da marcha.

Após o correto preenchimento de todas as opções presentes na barra lateral pode ser iniciada a análise dos resultados. De referir que a barra lateral pode ser escondida caso o utilizador assim o deseje.

No plano sagital existem diversas opções de visualização de resultados. A primeira consiste na visualização dos gráficos das articulações da anca, joelho e tornozelo de cada perna.

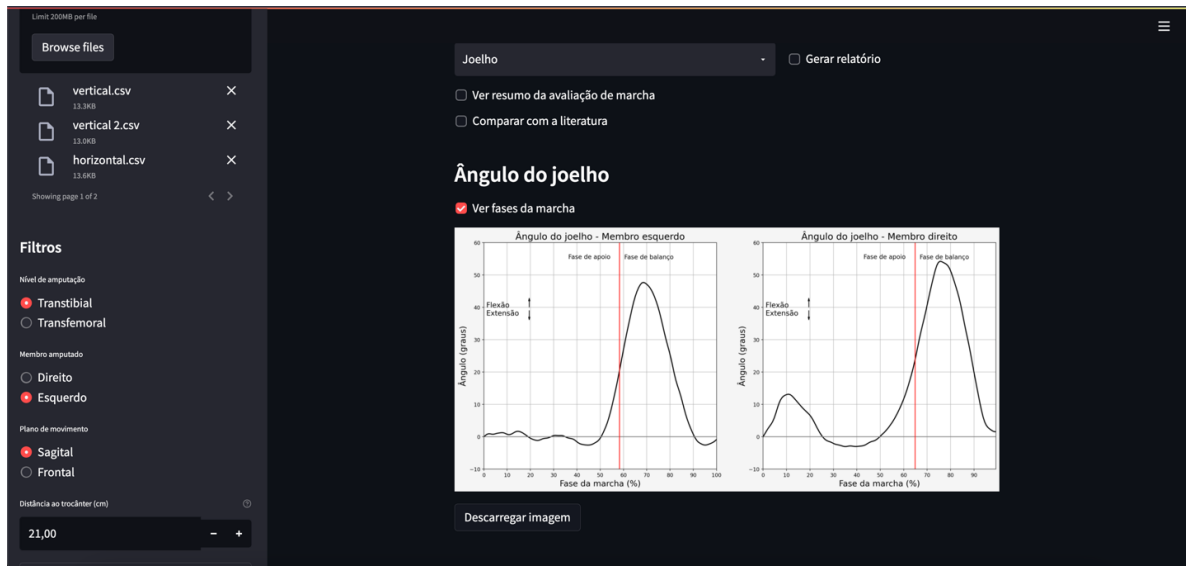


Figura 28 - Página onde são apresentados os gráficos relativos a cada um dos membros inferiores

Na Figura 28 é apresentado um exemplo com dados relativos a um utente com uma amputação transtibial na perna esquerda. Foi escolhida a opção de visualização dos resultados relativos à articulação do joelho, embora seja possível escolher a articulação da anca ou do tornozelo. A aplicação permite visualizar lado a lado o resultado de cada perna. Assim, o utilizador, neste caso, o técnico pode imediatamente ver as principais diferenças entre as duas pernas. Nos gráficos obtidos é possível ver uma linha vertical, em cada um deles, que representa o fim da fase de apoio e o início da fase de balanço. Esta linha é adicionada apenas se o utilizador assim o desejar, bastando selecionar a opção “Ver fases da marcha”. Esta funcionalidade permite perceber imediatamente se existe uma diferença significativa entre a duração da fase e apoio de cada uma das pernas. Este dado é importante, pois é comum que amputados tenham uma fase de apoio na perna amputada mais curta do que na perna intacta. Caso o utilizador deseje guardar os gráficos no dispositivo pode carregar no botão “Descarregar imagem”, imediatamente abaixo da imagem que contém os gráficos.

A análise gráfica entre os dois membros permite ter uma primeira impressão acerca dos desvios entre os dois membros. Contudo, é possível ter um resumo que apresenta as diferenças exatas entre os dois membros. Para ver esse resumo deve ser selecionada a opção “Ver resumo da avaliação de marcha”, como apresentado na Figura 29.

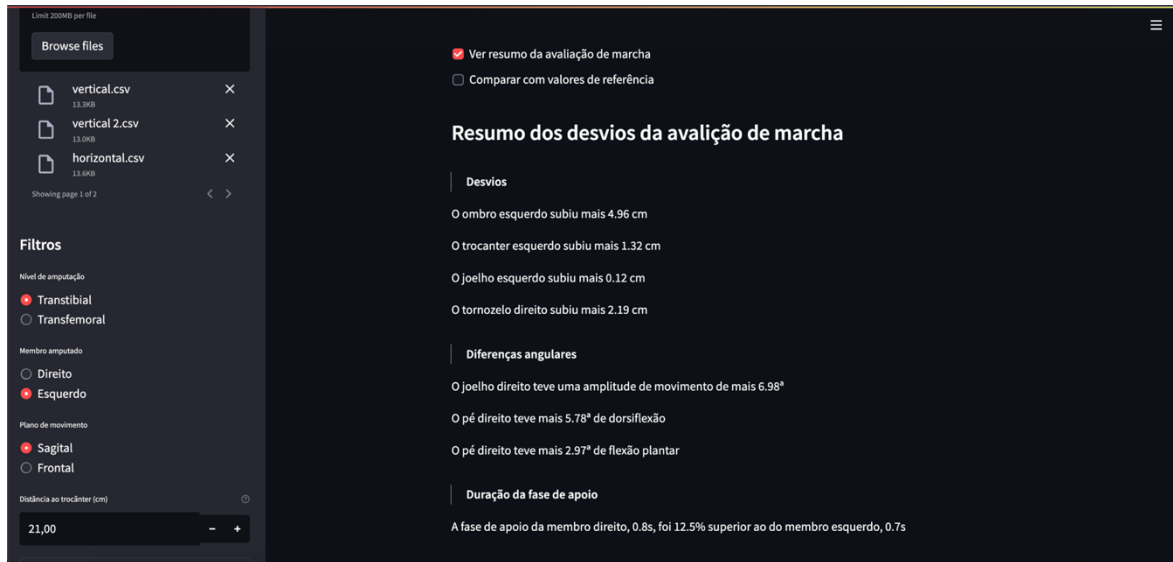


Figura 29 - Resumo da análise de marcha

Este resumo permite, desde logo, perceber se houve diferenças significativas no movimento vertical dos locais anatómicos identificados com os marcadores. Esta informação, principalmente aquela que se refere ao ombro, permite perceber se houve um movimento com o tronco mais acentuado em um dos lados, uma vez que é comum haver uma subida mais acentuada do ombro do lado amputado.

As diferenças do movimento angular de cada uma das articulações também são apresentadas. Os gráficos permitem analisar estes desvios, no entanto no resumo estas diferenças são imediatamente quantificadas e apresentadas.

Por fim, é apresentada a duração da fase de apoio de cada membro, bem como a percentagem dessa diferença para que seja efetivamente possível perceber a magnitude dessa diferença.

As comparações gráficas dos movimentos das articulações dos dois membros, assim como o resumo da avaliação de marcha permitem perceber as diferenças entre os membros. Contudo, por vezes também é importante comparar com valores de referência para se perceber se efetivamente os desvios observados na marcha do utente estão dentro dos valores normais para aquele tipo de padrão de marcha.

Para a realização dessa comparação foi adicionado uma funcionalidade que pode ser usada assim que o utilizador selecionar a opção “Comparar com valores de referência”. Assim que essa opção é selecionada o utilizador pode escolher entre o membro contralateral e o membro amputado. Os valores de referência foram recolhidos do livro Gait Analysis (4ª edição) de Whittle, M. Quando é feita a comparação do membro contralateral com os valores de referência deve ser tido em conta que os valores de referência apresentados correspondem à marcha de uma pessoa não amputada. Ainda assim, embora se esteja a comparar a marcha de um amputado com a marcha de um não amputado, esta comparação fornece informação bastante útil, pois permite perceber o quão próximo de um padrão de marcha normal está a marcha do utente. A Figura 30 apresenta a interface gráfico quando o utilizador está a comparar o membro contralateral com os valores de referência.

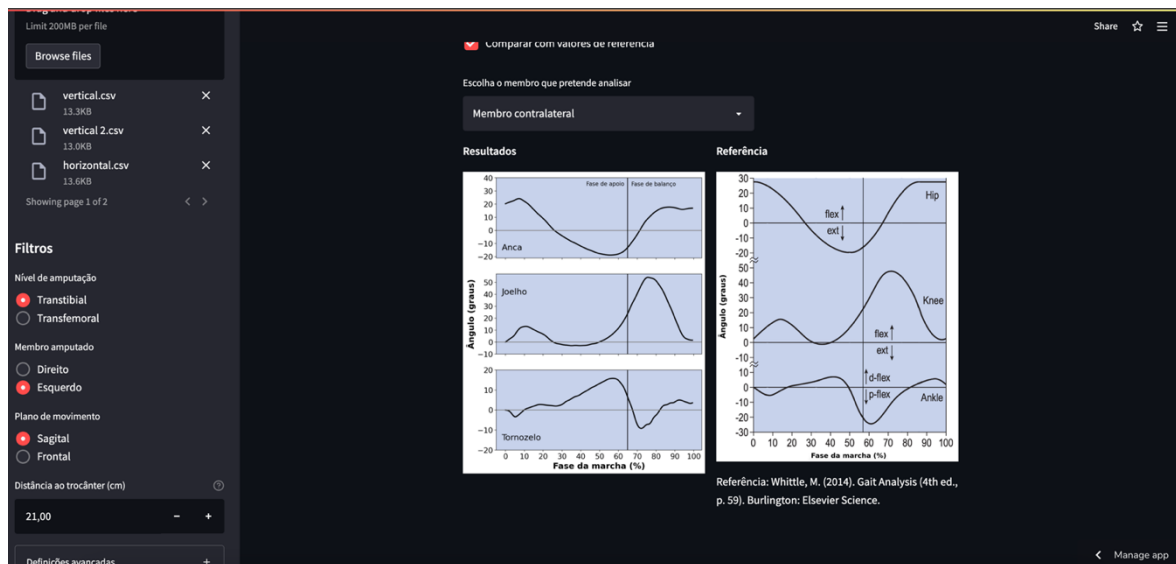


Figura 30 - Comparação do membro contralateral com valores de referência

Quando é escolhido o membro amputado os resultados serão comparados com os valores de referências relativos ao nível de amputação que foi selecionado. A Figura 31 apresenta a comparação dos resultados relativos ao membro amputado de um utente com um nível de amputação transtibial com os valores de referência da marcha do membro amputado. Os gráficos apresentados, além de analisarem o movimento angular das articulações ao longo da marcha, permitem, também, perceber se há grandes diferenças relativamente à duração da fase de apoio.

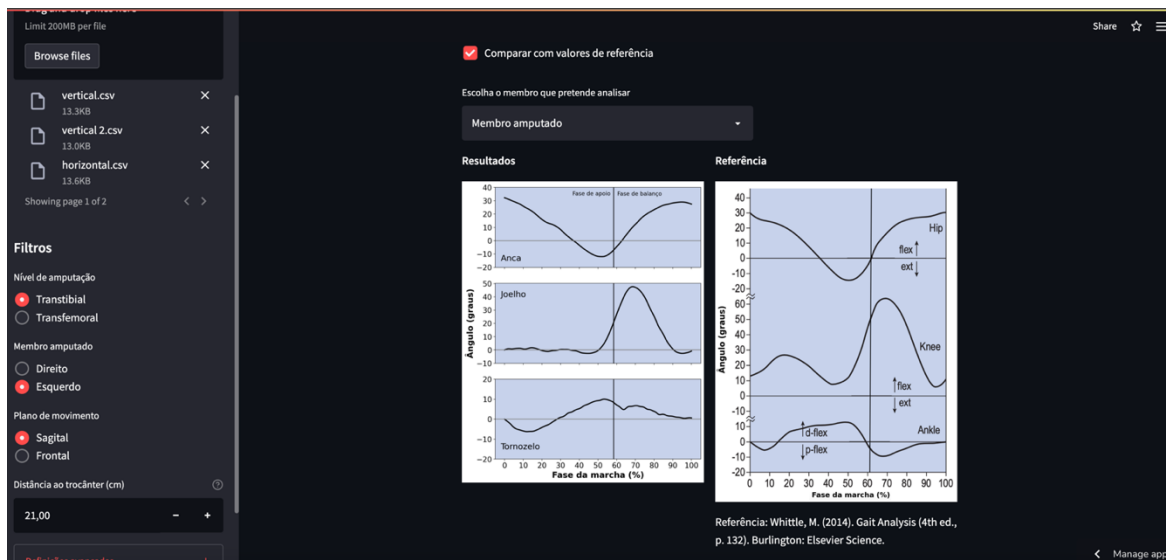


Figura 31 - Comparação do membro amputado com valores de referência

A aplicação, além dos resultados relativos à análise no plano sagital, também permite visualizar alguns resultados relativos ao plano frontal, nomeadamente alguns desvios medio laterais e verticais.

A Figura 32 exemplifica a apresentação de alguns resultados no plano frontal.

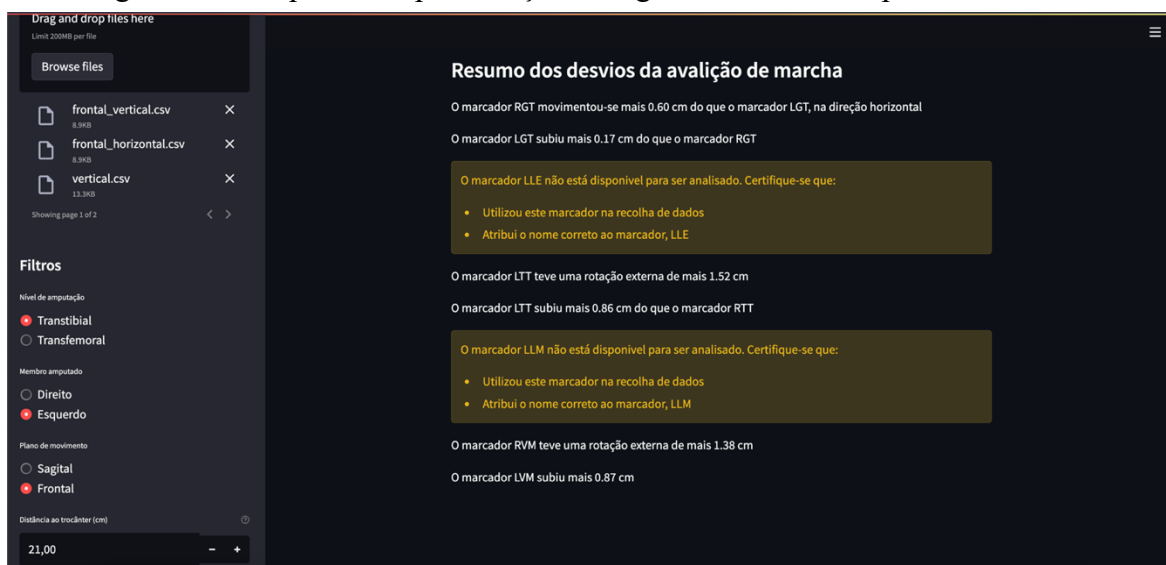


Figura 32 - Apresentação dos resultados no plano frontal

A apresentação dos resultados no plano frontal apresenta um resumo dos desvios encontrados, permitindo uma rápida interpretação dos resultados.

A aplicação foi desenvolvida de modo a apresentar avisos sempre que algum marcador não tenha sido utilizado ou sempre que o utilizador atribuiu o nome errado ao marcador.

Existem vários casos durante o uso da aplicação onde são apresentados alguns desses avisos ao utilizador. Além daquele que foi referido anteriormente, serão mostrados avisos em momentos como, por exemplo, quando o utilizador tenta fazer uma avaliação do plano frontal

sem ter carregado os ficheiros relativos a esse plano ou quando tenta ter acesso ao resumo da marcha sem ter carregado os ficheiros necessários para a criação desse resumo. Os avisos foram desenvolvidos de forma a serem facilmente interpretados e, conseqüentemente, permitir que o utilizador rapidamente resolva o problema que motivou o aviso.

O padrão de marcha de um amputado pode-se alterar bastante ao longo do tempo, quer positiva ou negativamente, dependendo de casa caso. As avaliações de marcha permitem perceber, num dado momento, como se encontra o parão de marcha do utente. Contudo, numa futura avaliação é importante ter acesso aos dados recolhidos na avaliação anterior para que se possa perceber se houve efetivamente uma evolução e para perceber quais as principais diferenças. Assim, foi criada a funcionalidade de ser gerado um relatório do utente onde são guardados alguns resultados obtidos na avaliação de marcha e onde podem ser feitos comentários que possam acrescentar informação importante relativamente à avaliação de marcha do utente. Para ser gerado o relatório deve estar seleccionado o plano sagital e deve ser seleccionada a opção “Gerar relatório”. Na Figura 33 é possível ver a página onde pode ser gerado o relatório.

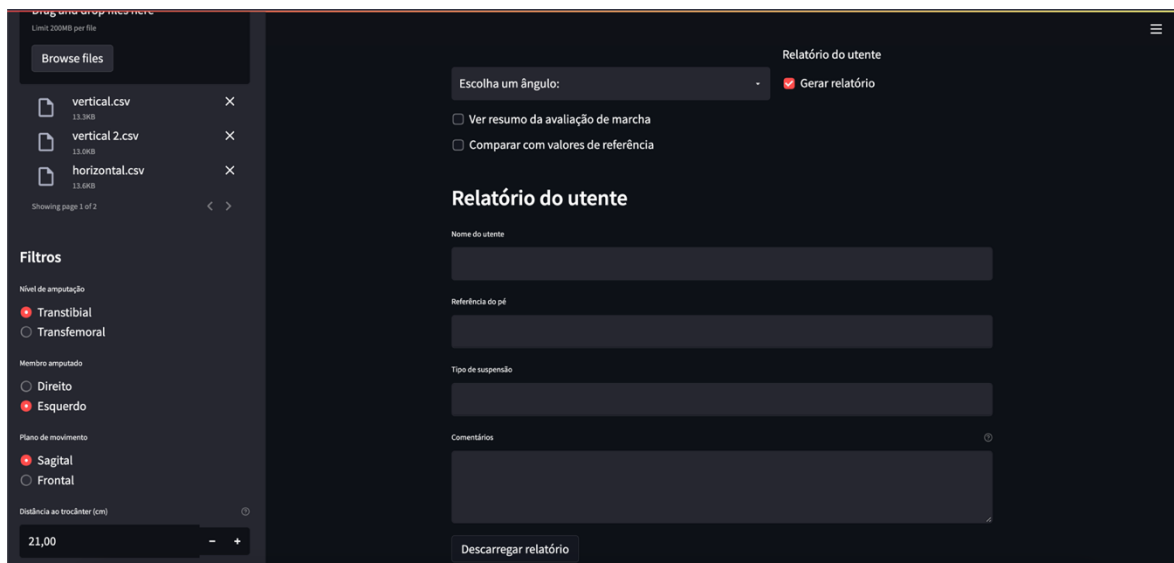


Figura 33 - Janela onde são inseridos os dados para a criação de um relatório com os resultados da avaliação de marcha

No relatório devem constar informações como o nome do utente, nível da amputação, membro amputado, referência do joelho (caso o nível de amputação seja transfemoral), referência do pé e tipo de suspensão. Todas estas informações são importantes, pois contêm variáveis que podem influenciar significativamente a marcha e, como tal, devem ser anotadas para que, por exemplo, no futuro, numa outra avaliação de marcha se percebe se com outro tipo de componente o resultado foi o mesmo ou não. O preenchimento da informação relativa ao nível de amputação e ao membro amputado é feito automaticamente, uma vez que essa

informação já foi pré-selecionada na barra lateral. Além disso, caso se trate de um utente com um nível de amputação transtibial o campo com a referência do joelho não é mostrado ao utilizador e é automaticamente preenchido com “N/A” (abreviatura para *not applicable*).

No relatório gerado, além das informações sobre o utente, são apresentados os resultados com a informação do plano sagital e do plano frontal, sendo que a informação do plano frontal apenas é apresentada caso tenham sido carregados ficheiros para fazer a análise desse plano. Em apêndice é apresentado um exemplo de um relatório gerado onde é possível ver toda a informação apresentada, desde os dados do utente (dados apenas exemplificativos), resultados em forma de resumo e em forma de gráficos, bem como uma secção de comentários.

Após o preenchimento de todos os campos apresentados na página basta carregar em “Descarregar relatório”, de modo a guardar o relatório do utente no computador.

A aplicação conta com algumas uma secção de “Definições avançadas” onde podem ser alterados três parâmetros, como é possível ver na Figura 34.

O primeiro é a taxa de FPS utilizada durante a recolha de imagens. Por defeito este valor é igual a 120FPS, por ser uma taxa que é suportada pela maioria das câmaras atuais, incluindo a de vários smartphones mais baratos. É também uma taxa de FPS que permite fazer uma boa identificação e *tracking* dos marcadores. No entanto, se tiver sido usada outra taxa este valor deve ser alterado, de modo a ajustar a duração da fase de apoio para a duração real.



Figura 34 - Definições avançadas da aplicação

Os outros dois parâmetros referem-se à determinação do momento em que há a transição entre a fase de apoio e a fase de balanço. Em padrões de marcha normal esta transição ocorre perto dos 60% do ciclo de marcha. A determinação deste momento foi feita com recurso à determinação do ponto de inflexão dentro de um intervalo limitado entre os 55% e os 70% do ciclo de marcha. A escolha deste intervalo foi feita com base nos resultados que foram obtidos ao longo das várias avaliações realizadas. Por defeito, os valores destes parâmetros são iguais a 55, ou seja, o valor mínimo do intervalo é 55%. Contudo, por vezes, principalmente devido a

algum ruído, pode haver um ponto de inflexão demasiado cedo. A transição entre as duas fases costuma ocorrer próximo da metade entre o início do maior pico de flexão do joelho e o fim desses mesmo pico, pelo que, se o programa indicar que a transição entre fases ocorreu antes do início desse pico significa que houve alguma oscilação inesperada, geralmente ruído, que causou esse erro.

A Figura 35 mostra a diferença de resultados no gráfico da articulação do joelho quando usados diferentes valores mínimos para o intervalo de transição entre as duas fases da marcha. À esquerda foi usado o valor mínimo igual a 55, o valor que pré-definido. Contudo, é possível ver que a linha que separa as fases da marcha se encontra muito no início da flexão do joelho. Sabendo que a transição entre as fases se dá mais adiante, durante a flexão do joelho, testaram-se vários valores, tendo sido encontrado o valor de 66% como o momento onde ocorre a transição. Para se encontrar esse valor começou-se por utilizar um valor mínimo igual a 69%, apenas menos 1% do que o limite superior, 70%. Como nesse intervalo de 1% não existia nenhum ponto de inflexão a aplicação retornou um erro. Após isso testou-se 68% e 67% e, novamente, a aplicação retornou um erro. Para o intervalo entre 66% e 70% existia um ponto de inflexão, tendo sido esse o valor considerado. Em suma, nestas situações, o valor mais aproximado corresponde ao ponto de inflexão mais próximo do limite superior.

Quando situações como a anterior acontecem a análise fica mais suscetível a erros, pois está-se a fazer um ajuste manual de um dos parâmetros para determinar o momento de transição entre fases. Para evitar estes erros deve-se assegurar o correto posicionamento dos marcadores de modo a minimizar os movimentos indesejados dos mesmos e garantir que a câmara está corretamente posicionada para recolher as imagens.

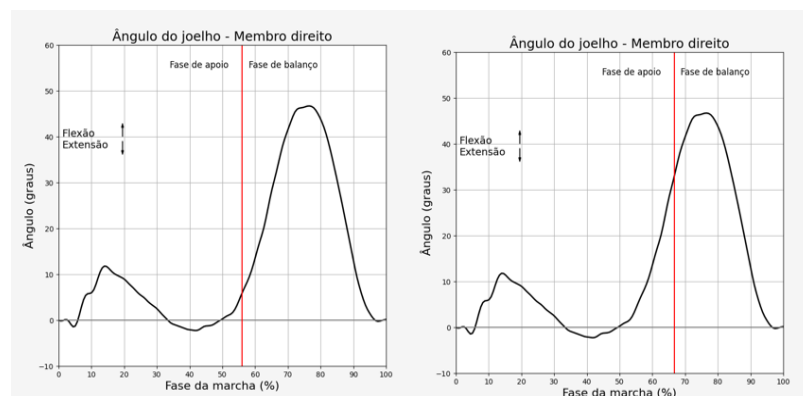


Figura 35 - Diferentes valores mínimos para o intervalo utilizado para calcular a transição entre fases da marcha

4.4. Amostra

A aplicação foi testada com dados recolhidos de 10 indivíduos amputados. Os requisitos necessários para a recolha de dados tinham como base a idade superior a 18 anos, capacidade de locomoção com a prótese sem mecanismos de auxílio e amputação unilateral transfemoral ou transtibial.

A amostra foi constituída por indivíduos do sexo masculino (M) e feminino (F) com idades compreendidas entre os 18 e os 73, com uma média de idades de 47 ± 6.4 anos. A tabela seguinte apresenta alguns dados relativos aos indivíduos estudados.

Tabela 3 - Características dos indivíduos usados para a recolha de dados

Sexo	Nível da amputação	Membro amputado	Nº indivíduos
F	Transfemoral	Esquerdo	1
F	Transfemoral	Direito	1
M	Transfemoral	Esquerdo	1
F	Transtibial	Direito	1
M	Transtibial	Direito	2
M	Transtibial	Esquerdo	4
Total:			10

A aplicação foi desenvolvida com o objetivo de analisar a marcha dos amputados segundo o seu nível de amputação e comparar os resultados com valores de referência. Assim, não foram consideradas, durante a recolha de dados, variáveis como o nível de atividade ou se indivíduo usava prótese há muito tempo. Embora em certos casos este tipo de informações possa ser relevante, não o eram para a aplicação e apresentação dos resultados e, como tal, não foi feita tal recolha.

4.5. Resultados

Os resultados obtidos permitiram encontrar diversos desvios na maioria dos indivíduos amputados.

Todos os indivíduos amputados apresentaram uma duração da fase de apoio superior para o membro contralateral, como seria de esperar, uma vez que é comum que, por diversos motivos, o amputado tenda a aliviar o peso sobre o membro amputado mais rapidamente.

Os resultados obtidos permitiram verificar que mais de metade dos amputados apresentava um padrão de marcha adequados e que lhes permitiam ter uma marcha confortável e estável.

Nos amputados transfemorais verificou-se, ao nível da anca, que havia uma extensão muito rápida, mas após isso, a flexão dava-se de uma forma mais gradual. No entanto, no lado do membro contralateral a anca, embora tivesse um movimento de extensão acentuado, este era mais gradual.

Relativamente à articulação do joelho foi possível verificar que existia pouca flexão no momento imediatamente seguinte ao contacto inicial. Por vezes não existia qualquer flexão fazendo com que a marcha na fase inicial fosse pouco natural. Ainda assim, na transição entre as fases de apoio e balanço verificou-se que os amputados conseguiam ter uma boa amplitude angular na articulação do joelho. Ainda assim, como seria de esperar, o joelho do membro amputado apresentou menos flexão do que o joelho do membro contralateral.

Os resultados obtidos ao nível do pé também foram ao encontro daquilo que seria de esperar. A dorsiflexão foi sempre mais acentuada do que a flexão plantar. Mesmo quando eram usados pés com articulação este fenómeno era verificado.

Ainda ao nível do pé foram visíveis algumas anomalias na fase final da fase de balanço em alguns casos. Inicialmente foram feitas melhorias na colocação do marcador referente ao metatarso para se eliminarem possíveis causas de ruído, mas mesmo assim essas anomalias persistiram. Em alguns desses casos era efetivamente visível alguma instabilidade do pé podendo ser essa a razão. Contudo em outros casos não foi visível nenhum movimento anormal no final do ciclo da marcha ao nível do pé. Como tal, provavelmente alguns desses desvios anormais poderão ter sido causados por um fator que até então não foi identificado. Contudo, esse movimento surgia apenas na fase final e, como tal, a análise do movimento do pé manteve-se totalmente viável.

A Figura 36 apresenta os resultados obtidos para um amputado transfemoral e valores de referência, ou seja, valores que representam um padrão de marcha típico para um amputado transfemoral.

No caso representado é possível ver a articulação da anca segue o padrão típico de um amputado transfemoral, assim como a articulação do joelho. As maiores diferenças estão presentes no pé e articulação do tornozelo. O amputado em estudo não apresentou flexão plantar em nenhum momento do ciclo da marcha. Isto foi motivado pelo facto de este estar a usar um pé não articulado o que não permite realizar movimentos fluidos em torno do tornozelo. A dorsiflexão é muito mais proeminente e dá-se essencialmente quando o calcanhar está a

progredir e, conseqüentemente, no ar. Na fase final não existem grandes variações no ângulo do pé. Embora existam diversos desvios a transição da fase de apoio para a fase de balanço dá-se aproximadamente nos 60% do ciclo da marcha, sendo este um aspeto positivo, indicando que a duração de cada fase da marcha é normal, ou seja, há um equilíbrio entre o tempo passado em cima de cada membro.

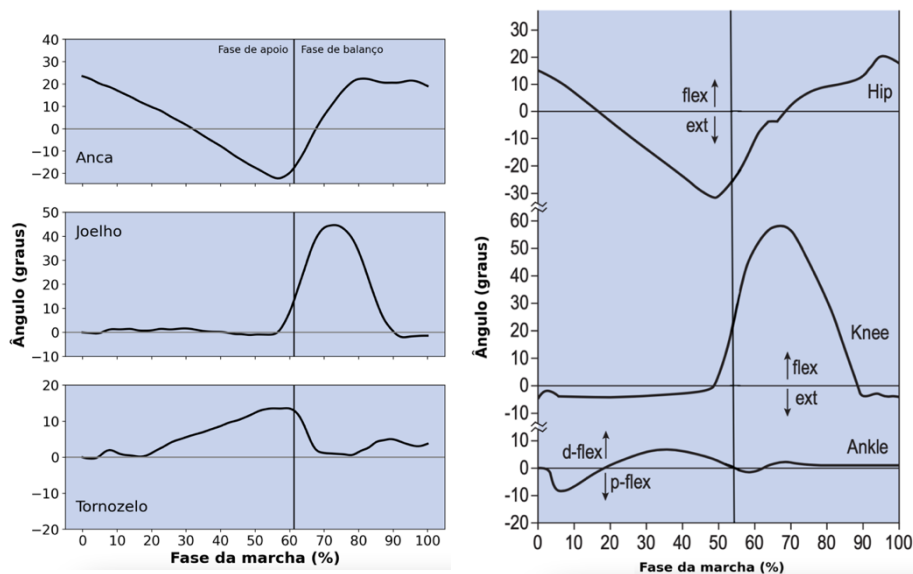


Figura 36 - À esquerda, movimentos angulares da anca, joelho e tornozelo do membro amputado, transfemoral. À direita, os valores de referência

Os resultados obtidos para amputados transtibiais apresentaram menos desvios quando comparado com os amputados transfemorais. Esta diferença é expectável, uma vez que amputações abaixo do joelho permitem ter uma marcha mais estável devido ao facto de se ter conservado a articulação do joelho.

Ao nível da articulação da anca verificou-se que houve movimentos de flexão e extensão mais graduais e próximos daqueles que são observados em indivíduos não amputados. Esta estabilidade da anca também diminui alguns desvios como uma inclinação exagerada da mesma, algo que acontece para tentar projetar a prótese anteriormente.

Os movimentos realizados pela articulação do joelho, em qualquer um dos membros, mostrou-se estável na maioria dos amputados analisados. Ainda assim, como será mostrado mais adiante, houve casos onde se manifestaram alguns desvios significativos.

Relativamente ao pé foi visível que, quer os movimentos de flexão plantar, quer os de dorsiflexão estavam presentes ao longo da marcha na maioria dos casos. Ainda assim, o movimento de dorsiflexão, à semelhança daquilo que acontecia com os amputados transfemorais, estava mais presente.

Nas Figura 37 são apresentados os resultados de uma análise de marcha realizada a um amputado transtibial e os valores de referência, ou seja, valores típicos de um padrão de marcha de um indivíduo com o mesmo nível de amputação.

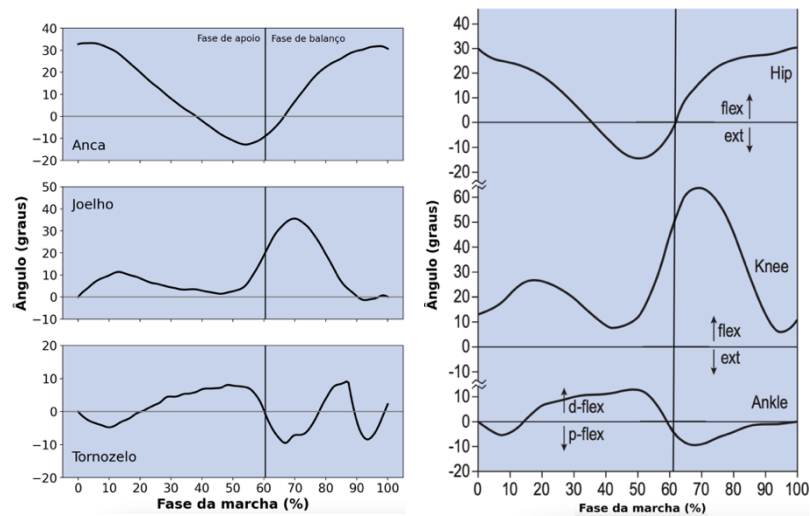


Figura 37 - À esquerda, movimentos angulares da anca, joelho e tornozelo do membro amputado, transtibial. À direita, os valores de referência

Como referido, e tal como aconteceu na generalidade das análises realizadas, a articulação da anca teve um movimento próximo do esperado. Contudo, a articulação do joelho do membro amputado teve a sua flexão inicial prolongada praticamente até ao momento onde se iniciou o segundo momento de flexão. Isto fez com que a amplitude de movimento do joelho durante a transição entre fases tivesse sido prejudicada. Por fim, o pé teve um comportamento adequado, mesmo com o comportamento anormal do joelho, principalmente nos instantes iniciais da marcha. No final, é visível uma oscilação inesperada, não tendo sido identificada uma causa específica para tal evento.

Os resultados do indivíduo que apresentou mais desvios estão apresentados na Figura 38. Os maiores desvios foram encontrados na articulação do joelho e no pé. Na articulação do joelho apenas houve flexão a partir do momento em que o pé deixou o solo. Na fase inicial da marcha, onde é suposto haver uma ligeira flexão para absorver algum do impacto derivado do contacto inicial e preparar o membro inferior para as fases seguintes, não houve qualquer flexão. O resultado obtido assemelha-se bastante o padrão e marcha encontrado em amputados transfemorais onde, por vezes, o joelho mecânico não atua devidamente e, por isso, também não há flexão na fase inicial da marcha. Contrariamente ao movimento errático do joelho na fase inicial da marcha, o pé apresentou um padrão de movimento próximo do que seria expectável. Contudo, daí em diante, principalmente a partir do início da fase de balanço, não houve qualquer flexão plantar e o pé manteve um padrão de movimento inalterado.

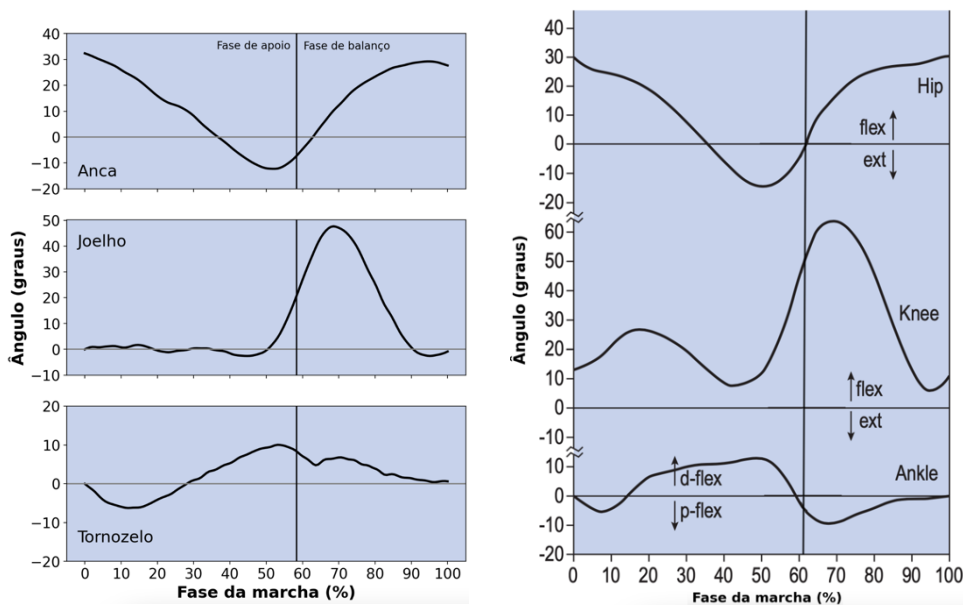


Figura 38 - À esquerda, movimentos angulares da anca, joelho e tornozelo do membro amputado, transtibial. À direita, os valores de referência

Capítulo 5 – Conclusão e trabalho futuro

5.1. Conclusão

A realização deste estágio curricular permitiu, logo à partida, perceber que os estudos que visem o desenvolvimento de novas técnicas e tecnologias na área da ortoprotesia são fundamentais para que seja possível que os indivíduos amputados tenham um estilo de vida totalmente independente, com o mínimo de limitações possíveis e com o máximo conforto.

O trabalho de construção e alinhamento das próteses de membro inferior é essencial para que se consigam alcançar os objetivos acima.

O alinhamento das próteses é um processo que, embora tenha por base algumas regras pré-definidas, depende muito do *feedback* do amputado e da experiência do técnico. Como tal, de forma a permitir que os desvios durante o alinhamento sejam quantificáveis, é importante que existam ferramentas que analisem a marcha.

O *software* desenvolvido para a análise da marcha de amputados de membro inferior foi capaz de, de forma simples e barata, analisar alguns parâmetros importantes da marcha, como o movimento das articulações da anca, joelho e tornozelo, no plano sagital.

Os resultados obtidos através dos dados recolhidos em amputados transfemorais e transtibiais permitiram detetar alguns desvios que iam ao encontro daquilo que eram as queixas dos amputados. Ainda que ao nível do pé, por vezes, surgisse alguma oscilação inesperada no final, foi possível obter de forma geral resultados muito relevantes e que permitiram, quer ao técnico, quer ao amputado, perceber se existiam e quais eram os maiores desvios na marcha.

A interface gráfica do *software* foi contruída com o objetivo de ser de fácil utilização e após esta ter sido apresentada ao público a quem se destina, técnicos de ortoprotesia, esta foi unanimemente elogiada, uma vez que todos os menus e opções eram facilmente acedidos e toda a informação era apresentada de forma simples e objetiva.

Em suma, a realização deste estágio mostrou-se uma experiência bem-sucedida e muito positiva. Foi desenvolvido um *software* que conseguiu dar resposta aos requisitos que foram propostos para o desenvolvimento do mesmo e, além disso, foi possível adquirir muitos conhecimentos relativamente à área da ortoprotesia e perceber que um engenheiro biomédico pode ter um papel importante nesta área, principalmente no desenvolvimento de ferramentas que a tornem mais automatizada e prática, permitindo que os profissionais da área consigam trabalhar de forma mais eficiente e, conseqüentemente, prestando um melhor serviço ao seu público.

5.2. Limitações

O processo de desenvolvimento do *software* apresentou algumas limitações, essencialmente na fase de recolha de dados. A recolha de dados no plano frontal só aconteceu uma vez. Para ser feita a recolha de dados no plano frontal teria de ser usada a passadeira, equipamento que não era familiar aos amputados que foram estudados.

A recolha de dados no plano sagital, devido à falta de espaço para a colocação de uma câmara em cada um dos lados, foi realizada apenas com uma câmara o que obrigou a que a comparação dos dois lados fosse feita com dados recolhidos em momentos diferentes.

O uso de um *software* específico para realizar a identificação e *tracking* dos marcadores, o Kinovea, tornou o processo de obtenção de resultados um pouco mais lento.

5.3. Trabalho futuro

Dado o potencial que o tipo de *software* desenvolvido tem na área da ortoprotesia, deve ser mantido o interesse em continuar a desenvolver o mesmo. Contudo, existem diversas melhorias que devem ser feitas. Desde logo, é fundamental que todo o processo de recolha de imagens, identificação e *tracking* dos marcadores esteja incorporado no mesmo *software* que faz o processamento dos dados para que, assim, exista um ambiente de trabalho mais integrado.

A recolha de dados no plano frontal também deve ser melhorada para que, mesmo que não seja possível utilizar uma passadeira, o *software* seja capaz de obter resultados e eliminar os erros causados pela profundidade de campo.

Por fim, deverão ser acrescentadas mais funcionalidades que permitam fazer comparações mais dinâmicas, como comparar na própria aplicação resultados de avaliações realizadas em dias diferentes.

Referências bibliográficas

- [1] Molina, C. S., & Faulk, J. (2021). Lower extremity amputation. StatPearls [Internet]. Treasure Island: StatPearls.
- [2] Behrendt, C. A., Sigvant, B., Szeberin, Z., Beiles, B., Eldrup, N., Thomson, I. A., Debus, E. S. (2018). International variations in amputation practice: a VASCUNET report. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 56(3), 391-399.
- [3] Whittle, M. W. (2014). *Gait analysis: an introduction*. Butterworth-Heinemann.
- [4] Castaneda, L (2021). *Próteses de membros superior e inferiores: indicações e confecção*.
- [5] Richards, J. (2008). *Biomechanics in clinic and research*. Churchill Livingstone.
- [6] Bronzino, J. D., & Peterson, D. R. (2014). *Biomedical engineering fundamentals*. CRC press.
- [7] Ribeiro, L. C. (2021). *Breve história da amputação. Atenção à pessoa amputada*.
- [8] Agne, J. E., Cassol, C. M., Bataglioni, D., & Ferreira, F. V. (2004). Identificação das causas de amputações de membros no hospital universitário de Santa Maria. *Saúde*. 84-89.
- [9] Rajt'úková V, Michalíková M, Bednarcíková L, Balogová A, Živčák J. (2014).. *Biomechanics of lower limb prostheses*. Elsevier.
- [10] Gailey, R. S., Roach, K. E., Applegate, E. B., Cho, B., Cunniffe, B., Licht, S., Nash, M. S. (2002). The amputee mobility predictor: an instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 83(5), 613-627.
- [11] Murphy, D. P. (2013). *Fundamentals of amputation care and prosthetics*. Demos Medical Publishing.
- [12] Esquenazi, A. (2014). Gait analysis in lower-limb amputation and prosthetic rehabilitation. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 25(1), 153-167.
- [13] Schurr, S. A., Marshall, A. N., Resch, J. E., & Saliba, S. A. (2017). Two-dimensional video analysis is comparable to 3D motion capture in lower extremity movement assessment. *International journal of sports physical therapy*, 12(2), 163.

- [14] Castelli, A., Paolini, G., Cereatti, A., & Della Croce, U. (2015). A 2D markerless gait analysis methodology: validation on healthy subjects. *Computational and mathematical methods in medicine*.
- [15] Houdijk, H., van Ooijen, M. W., Kraal, J. J., Wiggerts, H. O., Polomski, W., Janssen, T. W., & Roerdink, M. (2012). Assessing gait adaptability in people with a unilateral amputation on an instrumented treadmill with a projected visual context. *Physical therapy*, 92 (11), 1452-1460.
- [16] Fernández-González, P., Koutsou, A., Cuesta-Gómez, A., Carratalá-Tejada, M., Miangolarra-Page, J. C., & Molina-Rueda, F. (2020). Reliability of kinovea® software and agreement with a three-dimensional motion system for gait analysis in healthy subjects. *Sensors*, 20 (11), 3154.
- [17] Jimenez-Olmedo, J. M., Penichet-Tomás, A., Villalón-Gasch, L., & Pueo, B. (2021). Validity and reliability of smartphone high-speed camera and Kinovea for velocity-based training measurement.
- [18] Mathunny, J. J., Karthik, V., Devaraj, A., & Krishnan, S. H. (2021). Reliability of Kinovea software in measuring spatial parameters associated with perturbation training. In *2021 International Conference on Computational Performance Evaluation (ComPE)*. IEEE.
- [19] Maxwell M. (2002). *Operative Trauma Management: An Atlas*. 2nd ed. New York.

Apêndices

A. Relatório do utente



Relatório Análise de marcha

05/07/2022

Nome: Carlos Alberto Fernandes Ribeiro

Nível de amputação: Transtibial

Membro amputado: Esquerdo

Referência do joelho	Referência do pé	Tipo de suspensão
N/A	Óssur Pro-Flex LP	Vácuo

Plano Sagital

Desvios verticais

O ombro esquerdo subiu mais 4.96 cm

O trocanter esquerdo subiu mais 1.32 cm

O joelho esquerdo subiu mais 0.12 cm

O tornozelo direito subiu mais 2.19 cm

O pé esquerdo subiu mais 1.37 cm

Diferenças nas amplitudes de movimento

O joelho direito teve uma amplitude de movimento de mais 6.98^a

O pé direito teve mais 5.78^a de dorsiflexão

O pé direito teve mais 2.97^a de flexão plantar

Duração da fase de apoio

A fase de apoio do membro direito, 0.8s, foi 12.5% superior ao do membro esquerdo, 0.7s

Comentários

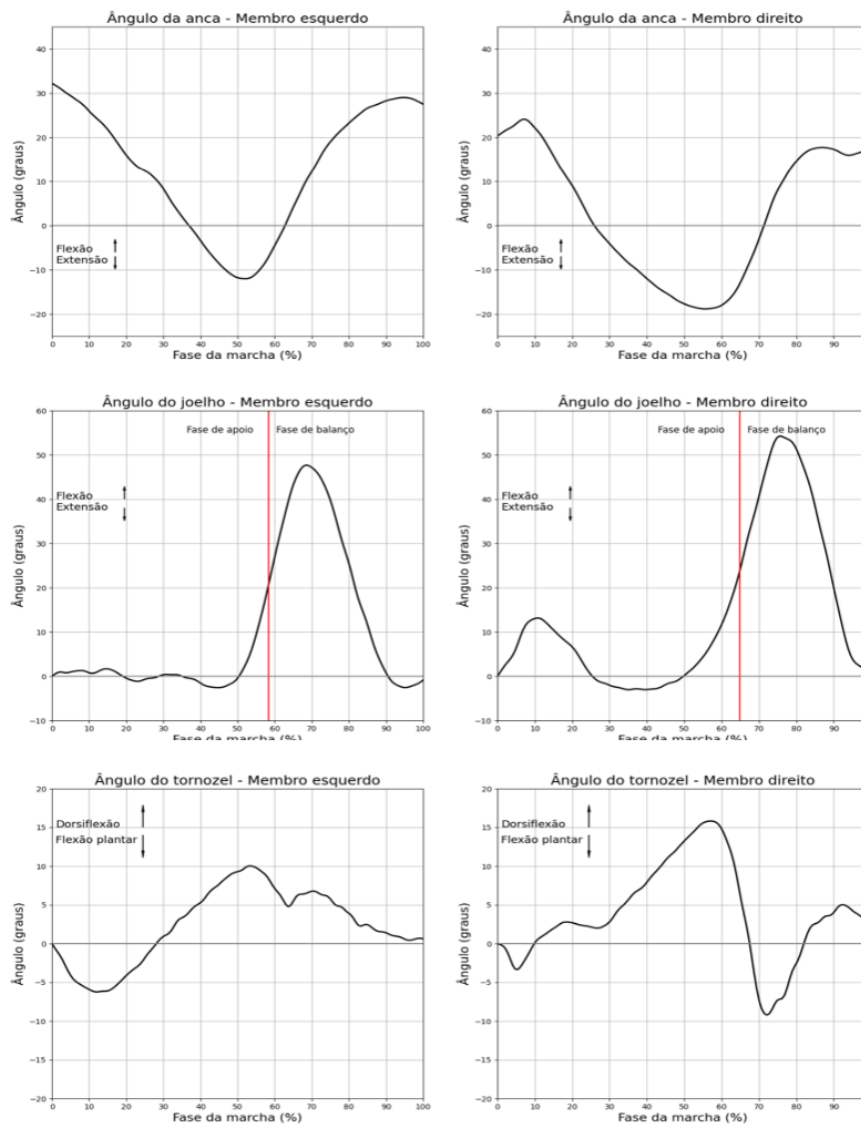
Sem comentários



Relatório

Análise de marcha

Comparação dos movimentos angulares das articulações de cada membro



Neste anexo é apresentado o exemplo de um relatório com os resultados de uma análise de marcha. No entanto, a identidade apresentada não corresponde à do indivíduo amputado que foi estudado.

B. Código fonte do *software*

```
import streamlit as st
import pandas as pd
import numpy as np
from matplotlib import pyplot as plt
from PIL import Image
from fpdf import FPDF
from datetime import datetime

page_icon = Image.open('icon_img.png')

st.set_page_config(
    page_title="Gait Analysis Software",
    layout="centered",
    page_icon=page_icon,
    initial_sidebar_state="expanded",
    menu_items={
        'About': 'Software para análise da marcha em amputados do membro
inferior'
    }
)

with st.sidebar:
    files = []
    path = st.file_uploader('Carregar ficheiros',
accept_multiple_files=True, help='Carregar os ficheiros obtidos no
Kinovea')
    for uploaded_file in path:
        files.append(pd.read_csv(uploaded_file, sep=';', decimal=','))
    if path:
        left_leg_h = files[0]
        right_leg_h = files[1]
        left_leg_v = files[2]
        right_leg_v = files[3]
        try:
            frontal_h = files[4]
            frontal_v = files[5]
        except IndexError:
            pass
```

```

def organize(file_horizontal, file_vertical):
    file_vertical.drop('Time (ms)', axis=1, inplace=True)
    file_horizontal.columns += "_H"
    file_horizontal.rename(columns={"Time (ms)_H": "Time (ms)"},
inplace=True)
    file_vertical.columns += "_V"
    merged_data = pd.concat([file_horizontal, file_vertical], axis=1)
    return merged_data

def convert_scale(file):
    n_rows = file['Time (ms)'].count() - 1
    x_scale = np.arange(0, 100 + 100 / n_rows, 100 / n_rows)
    return x_scale

if path:
    merged = organize(right_leg_h, right_leg_v)
    merged_2 = organize(left_leg_h, left_leg_v)

    freq_right = convert_scale(merged)
    freq_left = convert_scale(merged_2)
    try:
        merged_frontal = organize(frontal_h, frontal_v)
        freq_frontal = convert_scale(merged_frontal)
    except NameError:
        pass

    if len(merged) != len(freq_right):
        freq_right = freq_right[: -1]

    if len(merged_2) != len(freq_left):
        freq_left = freq_left[: -1]

def angle_calculation(file):
    global distance

    alpha = np.arctan((file['GT_H'] - file['LE_H']) / (file['GT_V'] -
file['LE_V']))
    y = int(distance) * np.cos(alpha) + file['GT_V']
    x = int(distance) * np.sin(alpha) + file['GT_H']

```

```

trunk_angle = np.degrees(np.arctan(((x - file['A_H']) / (y -
file['A_V']))))
thigh_angle = np.degrees(np.arctan((file['LE_V'] - file['GT_V']) /
(file['LE_H'] - file['GT_H'])))
shank_angle = np.degrees(np.arctan((file['LM_V'] - file['LE_V']) /
(file['LM_H'] - file['LE_H'])))
foot_angle = np.degrees(np.arctan((file['VM_V'] - file['LM_V']) /
(file['VM_H'] - file['LM_H'])))

thigh_angle[thigh_angle <= 0] = thigh_angle[thigh_angle <= 0] + 180
shank_angle[shank_angle <= 0] = shank_angle[shank_angle <= 0] + 180
foot_angle[foot_angle >= 0] = 90 - foot_angle[foot_angle >= 0]
foot_angle[foot_angle <= 0] = foot_angle[foot_angle <= 0] + 90

hip_ang = thigh_angle - trunk_angle - 90
knee_ang = thigh_angle - shank_angle
ankle_ang = foot_angle - shank_angle + 90
ankle_ang = ankle_ang - ankle_ang[0]

return hip_ang, knee_ang, ankle_ang

def sub_plotting(x, y, title, ax=None, xlabel='Fase da marcha (%)',
ylabel=''):
    if ax is None:
        ax = plt.gca()
    plot = ax.plot(x, y, linewidth=2, color='black')
    ax.set_xticks(np.arange(0, int(max(x) + max(x) * 0.1), int((max(x) /
10))))
    ax.set_xlabel(xlabel, fontsize=16)
    ax.margins(0, 0)
    ax.set_ylabel(ylabel, fontsize=16)
    ax.set_title(title, fontsize=18)
    ax.grid(True)
    return plot

def detect_marker(marker_name, file):
    if marker_name not in file.columns:
        marker = False
        st.warning('O marcador {} não está disponível para ser analisado.
\n Certifique-se que: \n - Utilizou este marcador na recolha de dados \n -
Atribui o nome correto ao marcador, '

```

```

        '{}'.format(marker_name[:-2], marker_name[:-2]))
    return marker

def detect_marker_2(marker_name, file):
    if marker_name not in file.columns:
        marker = False
    pass
    return marker

def legs_comparasion(file_right, file_left, marker_H, marker_V):
    right_v = max(file_right[marker_V]) - min(file_right[marker_V])
    right_h = max(file_right[marker_H]) - min(file_right[marker_H])
    left_v = max(file_left[marker_V]) - min(file_left[marker_V])
    left_h = max(file_left[marker_H]) - min(file_left[marker_H])
    diff_v = abs(right_v - left_v)
    diff_h = abs(right_h - left_h)
    return right_h, right_v, left_h, left_v, diff_h, diff_v

def find_nearest(array, value):
    array = np.asarray(array)
    idx = (np.abs(array - value)).argmin()
    return array[idx]

def inflection_point(freq_file, file, lower_lim, upper_lim, angle):
    hip_angle, knee_angle, ankle_angle = angle_calculation(file)

    if angle == 1:
        angle = hip_angle
    elif angle == 2:
        angle = knee_angle
    elif angle == 3:
        angle = ankle_angle

    lower_limit = find_nearest(freq_file, lower_lim)
    upper_limit = find_nearest(freq_file, upper_lim)

    lower_limit_index = int(np.transpose(np.nonzero(freq_file ==
lower_limit)))
    upper_limit_index = int(np.transpose(np.nonzero(freq_file ==
upper_limit)))

```

```

derivative2 = np.gradient(np.gradient(angle))

inflection = np.where(np.diff(np.sign(derivative2)))[0]

i_point = []
for i in range(len(inflection)):
    if inflection[i] > lower_limit_index and inflection[i] <
upper_limit_index:
        i_point.append(inflection[i])
        ii_point = i_point[0]
        iii_point = ii_point * 100 / len(angle)

    return angle, iii_point, ii_point

def stance_phase(freq_file, file, lower_lim, upper_lim):
    global fps_rate
    _, _, inf_point = inflection_point(freq_file, file, lower_lim,
upper_lim, 2)
    duration = inf_point / fps_rate
    return duration

def import_data(file_name):
    file = pd.read_csv(file_name, sep=';', decimal=',')
    return file

def markers_dif(file, marker1_H, marker1_V, marker2_H, marker2_V):
    L_H = max(file[marker1_H]) - min(file[marker1_H])
    R_H = max(file[marker2_H]) - min(file[marker2_H])
    diff_H = abs(L_H - R_H)
    L_V = max(file[marker1_V]) - min(file[marker1_V])
    R_V = max(file[marker2_V]) - min(file[marker2_V])
    diff_V = abs(L_V - R_V)
    return L_H, R_H, diff_H, L_V, R_V, diff_V

def create_pdf(img1, img2, img3, file_name):

    global name

    pdf = FPDF('P', 'mm', 'A4')
    pdf.add_page()

```

```

pdf.image('logo.png', x=10, y=20, w=65, h=37)
pdf.set_font('times', 'B', 22)
pdf.set_xy(65, 30)
pdf.multi_cell(w=80, h=10, txt='Relatório \n Análise de marcha',
border=0, align='c')
data_hora = datetime.now()
data_hora = data_hora.strftime("%d/%m/%Y")
pdf.set_xy(150, 30)
pdf.set_font('times', '', 12)
pdf.cell(w=22, h=8, txt=data_hora, border=1)
pdf.line(30, 60, 173, 60)

pdf.set_xy(30, 65)
pdf.set_font('times', 'B', 12)
pdf.cell(w=30, txt='Nome: ')
pdf.set_x(45)
pdf.set_font('times', '', 12)
pdf.cell(w=30, txt=name)

pdf.set_xy(30, 71)
pdf.set_font('times', 'B', 12)
pdf.cell(w=30, txt='Nível de amputação: ')
pdf.set_x(70)
pdf.set_font('times', '', 12)
pdf.cell(w=30, txt=amputation_level)

pdf.set_xy(30, 77)
pdf.set_font('times', 'B', 12)
pdf.cell(w=30, txt='Membro amputado: ')
pdf.set_x(69)
pdf.set_font('times', '', 12)
pdf.cell(w=30, txt=amputated_leg)

pdf.set_xy(30, 83)
pdf.set_font('times', 'B', 10)
pdf.cell(w=47.6, txt='Referência do joelho', border=1, align='c')
pdf.set_xy(30 + 47.6, 83)
pdf.cell(w=47.6, txt='Referência do pé', border=1, align='c')
pdf.set_xy(30 + 47.6 * 2, 83)
pdf.cell(w=47.6, txt='Tipo de suspensão', border=1, align='c')

```

```

pdf.set_xy(30, 86.5)
pdf.set_font('times', '', 12)
if amputation_level == 'Transtibial':
    pdf.cell(w=47.6, txt='N/A', border=1, align='c')
if amputation_level == 'Transfemoral':
    pdf.cell(w=47.6, txt=knee_ref, border=1, align='c')
pdf.set_xy(30 + 47.6, 86.5)
pdf.cell(w=47.6, txt=foot_ref, border=1, align='c')
pdf.set_xy(30 + 47.6 * 2, 86.5)
pdf.cell(w=47.6, txt=susp_type, border=1, align='c')

pdf.set_xy(30, 96)
pdf.set_font('times', 'B', 14)
pdf.cell(w=143, txt='Plano Sagital ', align='c')

pdf.set_font('times', 'B', 12)
pdf.set_xy(30, 102)
pdf.cell(w=100, txt='Desvios verticais')

pdf.set_font('times', '', 12)
pdf.set_xy(30, 108)
r_h, r_v, l_h, l_v, diff_h, diff_v = legs_comparasion(merged, merged_2,
'A_H', 'A_V')
if r_v > l_v:
    pdf.cell(w=143, txt='O ombro direito subiu mais %.4s cm' % diff_v)
else:
    pdf.cell(w=143, txt='O ombro esquerdo subiu mais %.4s cm' % diff_v)

pdf.set_xy(30, 114)
r_h, r_v, l_h, l_v, diff_h, diff_v = legs_comparasion(merged, merged_2,
'GT_H', 'GT_V')
if r_v > l_v:
    pdf.cell(w=143, txt='O trocanter direito subiu mais %.4s cm' %
diff_v)
else:
    pdf.cell(w=143, txt='O trocanter esquerdo subiu mais %.4s cm' %
diff_v)

pdf.set_xy(30, 120)
r_h, r_v, l_h, l_v, diff_h, diff_v = legs_comparasion(merged, merged_2,
'LE_H', 'LE_V')

```

```

if r_v > l_v:
    pdf.cell(w=143, txt='O joelho direito subiu mais %.4s cm' % diff_v)
else:
    pdf.cell(w=143, txt='O joelho esquerdo subiu mais %.4s cm' %
diff_v)

pdf.set_xy(30, 126)
r_h, r_v, l_h, l_v, diff_h, diff_v = legs_comparasion(merged, merged_2,
'LM_H', 'LM_V')
if r_v > l_v:
    pdf.cell(w=143, txt='O tornozelo direito subiu mais %.4s cm' %
diff_v)
else:
    pdf.cell(w=143, txt='O tornozelo esquerdo subiu mais %.4s cm' %
diff_v)

pdf.set_xy(30, 132)
r_h, r_v, l_h, l_v, diff_h, diff_v = legs_comparasion(merged, merged_2,
'VM_H', 'VM_V')
if r_v > l_v:
    pdf.cell(w=143, txt='O pé direito subiu mais %.4s cm' % diff_v)
else:
    pdf.cell(w=143, txt='O pé esquerdo subiu mais %.4s cm' % diff_v)

pdf.set_xy(30, 140)
pdf.set_font('times', 'B', 12)
pdf.cell(w=100, txt='Diferenças nas amplitudes de movimento')

_, knee_angle, _ = angle_calculation(merged)
_, knee_angle_2, _ = angle_calculation(merged_2)
_, _, ankle_angle = angle_calculation(merged)
_, _, ankle_angle_2 = angle_calculation(merged_2)
r_stance_phase_duration = stance_phase(freq_right, merged,
min_lim_right_leg, 70)
l_stance_phase_duration = stance_phase(freq_left, merged_2,
min_lim_left_leg, 70)

pdf.set_xy(30, 146)
pdf.set_font('times', '', 12)
if (max(knee_angle) - min(knee_angle)) > (max(knee_angle_2) -
min(knee_angle_2)):

```

```

pdf.cell(w=143, txt='O joelho direito teve uma amplitude de
movimento de mais %.4s^a'
        % ((max(knee_angle) - min(knee_angle)) -
(max(knee_angle_2) - min(knee_angle_2))))
else:
pdf.cell(w=143, txt='O joelho esquerdo teve uma amplitude de
movimento de mais %.4s^a'
        % (max(knee_angle_2) - min(knee_angle_2)))

pdf.set_xy(30, 152)
if max(ankle_angle) > max(ankle_angle_2):
pdf.cell(w=143, txt='O pé direito teve mais %.4s^a de dorsiflexão' %
(max(ankle_angle) - max(ankle_angle_2)))
else:
pdf.cell(w=143, txt='O pé esquerdo teve mais %.4s^a de dorsiflexão'
% (max(ankle_angle_2) - max(ankle_angle)))

pdf.set_xy(30, 158)
if min(ankle_angle) < min(ankle_angle_2):
pdf.cell(w=143, txt='O pé direito teve mais %.4s^a de flexão
plantar' % (abs(min(ankle_angle) - min(ankle_angle_2))))
else:
pdf.cell(w=143, txt='O pé esquerdo teve mais %.4s^a de flexão
plantar' % (abs(min(ankle_angle_2) - min(ankle_angle))))

pdf.set_xy(30, 166)
pdf.set_font('times', 'B', 12)
pdf.cell(w=100, txt='Duração da fase de apoio')
pdf.set_xy(30, 172)
pdf.set_font('times', '', 12)

if r_stance_phase_duration > l_stance_phase_duration:
pdf.cell(w=143, txt='A fase de apoio do membro direito, %.4ss, foi
%.4s%% superior ao do membro esquerdo, %.4ss' % (
r_stance_phase_duration, (r_stance_phase_duration -
l_stance_phase_duration) / r_stance_phase_duration * 100,
l_stance_phase_duration))
else:
pdf.cell(w=143, txt='A fase de apoio do membro esquerdo, %.4ss, foi
%.4s%% superior ao do membro direito, %.4ss' % (
l_stance_phase_duration, (l_stance_phase_duration -

```

```

r_stance_phase_duration) / l_stance_phase_duration * 100,
    r_stance_phase_duration))

if 'frontal_h' not in globals() and 'frontal_v' not in globals():
    if comments != '':
        pdf.set_xy(30, 185)
        pdf.set_font('times', 'B', 14)
        pdf.cell(w=40, txt='Comentários')
        pdf.set_xy(30, 192)
        pdf.set_font('times', '', 12)
        pdf.multi_cell(w=143, txt=comments, border=1)
    else:
        pdf.set_xy(30, 185)
        pdf.set_font('times', 'B', 14)
        pdf.cell(w=40, txt='Comentários')
        pdf.set_xy(30, 192)
        pdf.set_font('times', '', 12)
        pdf.multi_cell(w=143, txt='Sem comentários', border=0)

else:

    pdf.set_xy(30, 185)
    pdf.set_font('times', 'B', 14)
    pdf.cell(w=143, txt='Plano frontal ', align='c')

    pdf.set_font('times', 'B', 12)
    pdf.set_xy(30, 191)
    pdf.cell(w=143, txt='Desvios verticais e médio-laterais')

    pdf.set_font('times', '', 12)
    pdf.set_xy(30, 197)
    if 'LGT_H' not in merged_frontal or 'RGT_H' not in merged_frontal:
        pdf.cell(w=143, txt='O marcador do trocâter, LGT/RGT não foi
utilizado')
    else:
        L_H, R_H, dif_H, L_V, R_V, dif_V = markers_dif(merged_frontal,
        'LGT_H', 'LGT_V', 'RGT_H', 'RGT_V')
        if L_H > R_H:
            pdf.multi_cell(w=143, txt='O marcador LGT movimentou-se
mais %.4s cm do que o marcador RGT,'
                ' na direção horizontal' % dif_H, align='j')

```

```

else:
    pdf.multi_cell(w=143, txt='O marcador RGT movimentou-se
mais %.4s cm do que o marcador LGT,'
                  ' na direção horizontal' % dif_H, align='j')

pdf.set_xy(30, 207)
if L_V > R_V:
    pdf.cell(w=143, txt='O marcador LGT subiu mais %.4s cm do
que o marcador RGT' % dif_V)
else:
    pdf.cell(w=143, txt='O marcador RGT subiu mais %.4s cm do
que o marcador LGT' % dif_V)

pdf.set_xy(30, 213)
if 'LLE_H' not in merged_frontal or 'RLE_H' not in merged_frontal:
    pdf.cell(w=143, txt='O marcador do epicôndilo lateral,
LLE/RLE, não foi utilizado')
else:
    L_H, R_H, dif_H, L_V, R_V, dif_V = markers_dif(merged_frontal,
'LLE_H', 'LLE_V', 'RLE_H', 'RLE_V')
    if L_H > R_H:
        pdf.cell(w=143, txt='O marcador LLE teve uma rotação
externa de mais %.4s cm' % dif_H)
    else:
        pdf.cell(w=143, txt='O marcador RLE teve uma rotação
interna de mais %.4s cm' % dif_H)

pdf.set_xy(30, 219)
if L_V > R_V:
    pdf.cell(w=143, txt='O marcador LLE subiu mais %.4s cm do
que o marcador RLE' % dif_V)
else:
    pdf.cell(w=143, txt='O marcador RLE subiu mais %.4s cm do
que o marcador LLE' % dif_V)

pdf.set_xy(30, 225)
if 'LTT_H' not in merged_frontal or 'RTT_H' not in merged_frontal:
    pdf.multi_cell(w=143, txt='O marcador da tuberosidade da
tibia, LTT/RTT, não foi utilizado')
else:
    L_H, R_H, dif_H, L_V, R_V, dif_V = markers_dif(merged_frontal,

```

```

'LTT_H', 'LTT_V', 'RTT_H', 'RTT_V')

    if L_H > R_H:
        pdf.cell(w=143, txt='O marcador LTT teve uma rotação
externa de mais %.4s cm' % dif_H)
    else:
        pdf.cell(w=143, txt='O marcador RTT teve uma rotação
interna de mais %.4s cm' % dif_H)

pdf.set_xy(30, 231)
    if L_V > R_V:
        pdf.cell(w=143, txt='O marcador LTT subiu mais %.4s cm do
que o marcador RTT' % dif_V)
    else:
        pdf.cell(w=143, txt='O marcador RTT subiu mais %.4s cm do
que o marcador LTT' % dif_V)

pdf.set_xy(30, 237)
    if 'LLM_H' not in merged_frontal or 'RLM_H' not in merged_frontal:
        pdf.multi_cell(w=143, txt='O marcador do maleolo lateral,
LLM/RLM, não foi utilizado')
    else:
        L_H, R_H, dif_H, L_V, R_V, dif_V = markers_dif(merged_frontal,
'LTM_H', 'LLM_V', 'RLM_H', 'RLM_V')

    if L_H > R_H:
        pdf.cell(w=143, txt='O marcador LLM teve uma rotação
externa de mais %.4s cm' % dif_H)
    else:
        pdf.cell(w=143, txt='O marcador RLM teve uma rotação
interna de mais %.4s cm' % dif_H)

pdf.set_xy(30, 243)
    if L_V > R_V:
        pdf.cell(w=143, txt='O marcador LLM subiu mais %.4s cm do
que o marcador RTT' % dif_V)
    else:
        pdf.cell(w=143, txt='O marcador RLM subiu mais %.4s cm do
que o marcador LTT' % dif_V)

pdf.set_xy(30, 249)

```

```

    if 'LVM_H' not in merged_frontal or 'RVM_H' not in merged_frontal:
        pass
    else:
        L_H, R_H, dif_H, L_V, R_V, dif_V = markers_dif(merged_frontal,
        'LVM_H', 'LVM_V', 'RVM_H', 'RVM_V')

        if L_H > R_H:
            pdf.cell(w=143, txt='O marcador LVM teve uma rotação
externa de mais %.4s cm' % dif_H)
        else:
            pdf.cell(w=143, txt='O marcador RVM teve uma rotação
externa de mais %.4s cm' % dif_H)

        pdf.set_xy(30, 255)
        if L_V > R_V:
            pdf.cell(w=143, txt='O marcador LVM subiu mais %.4s cm' %
dif_V)
        else:
            pdf.cell(w=143, txt='O marcador RVM subiu mais %.4s cm do
que o marcador LVM' % dif_V)

pdf.add_page()
pdf.image('logo.png', x=10, y=20, w=65, h=37)
pdf.set_font('times', 'B', 22)
pdf.set_xy(65, 30)
pdf.multi_cell(w=80, h=10, txt='Relatório \n Análise de marcha',
border=0, align='c')
pdf.set_font('times', 'B', 22)
pdf.set_xy(65, 30)
pdf.line(30, 60, 173, 60)
pdf.set_font('times', 'B', 14)
pdf.set_xy(30, 70)
pdf.multi_cell(w=143, txt='Comparação dos movimentos angulares\ndas
articulações de cada membro', align='c')
pdf.set_xy(20, 83)
pdf.image(img1, w=170, h=65)

pdf.set_xy(20, 145)
pdf.image(img2, w=170, h=65)

pdf.set_xy(20, 206)

```

```

pdf.image(img3, w=170, h=65)

if 'frontal_h' in globals() and 'frontal_v' in globals():
    pdf.add_page()
    pdf.image('logo.png', x=10, y=20, w=65, h=37)
    pdf.set_font('times', 'B', 22)
    pdf.set_xy(65, 30)
    pdf.multi_cell(w=80, h=10, txt='Relatório \n Análise de marcha',
border=0, align='c')
    pdf.set_xy(150, 30)
    pdf.set_font('times', '', 12)
    pdf.cell(w=22, h=8, txt=data_hora, border=1)
    pdf.line(30, 60, 173, 60)
    if comments != '':
        pdf.set_xy(30, 65)
        pdf.set_font('times', 'B', 14)
        pdf.cell(w=100, txt='Comentários')
        pdf.set_font('times', '', 12)
        pdf.set_xy(30, 71)
        pdf.multi_cell(w=143, txt=comments, border=1)

pdf.output(file_name)

def hip_angle():
    fig1, (ax1, ax2) = plt.subplots(1, 2)

    hip_angle, _, _ = angle_calculation(merged)
    hip_angle_2, _, _ = angle_calculation(merged_2)

    sub_plotting(freq_left, hip_angle_2, 'Ângulo da anca - Membro
esquerdo', ax1)
    sub_plotting(freq_right, hip_angle, 'Ângulo da anca - Membro direito',
ax2)

    ax1.set_xlabel('Fase da marcha (%)')
    ax2.set_xlabel('Fase da marcha (%)')
    ax1.set_ylabel('Ângulo (graus)')
    ax2.set_ylabel('Ângulo (graus)')
    ax1.set_xticks(np.arange(0, 110, step=10))
    ax2.set_xticks(np.arange(0, 110, step=10))
    ax1.set_ylim([-25, 45])
    ax2.set_ylim([-25, 45])

```

```

ax1.text(1, -6, 'Flexão', fontsize=14)
ax1.text(1, -8.5, 'Extensão', fontsize=14)
ax1.arrow(17, -6, 0, 2, width=0.07, color='black', head_width=0.6)
ax1.arrow(17, -7, 0, -2, width=0.07, color='black', head_width=0.6)

ax2.text(1, -6, 'Flexão', fontsize=14)
ax2.text(1, -8.5, 'Extensão', fontsize=14)
ax2.arrow(17, -6, 0, 2, width=0.07, color='black', head_width=0.6)
ax2.arrow(17, -7, 0, -2, width=0.07, color='black', head_width=0.6)

ax1.axhline(0, color='gray', linewidth=1.5)
ax2.axhline(0, color='gray', linewidth=1.5)

ax1.set_aspect('auto')
ax2.set_aspect('auto')

fig1.set_figheight(8)
fig1.set_figwidth(18)

return fig1

def ankle_angle():
    fig3, (ax1, ax2) = plt.subplots(1, 2)

    _, _, ankle_angle = angle_calculation(merged)
    _, _, ankle_angle_2 = angle_calculation(merged_2)

    sub_plotting(freq_left, ankle_angle_2, 'Ângulo do tornozel - Membro
esquerdo', ax1)
    sub_plotting(freq_right, ankle_angle, 'Ângulo do tornozel - Membro
direito', ax2)

    ax1.set_xlabel('Fase da marcha (%)')
    ax2.set_xlabel('Fase da marcha (%)')
    ax1.set_ylabel('Ângulo (graus)')
    ax2.set_ylabel('Ângulo (graus)')
    ax1.set_xticks(np.arange(0, 110, step=10))
    ax2.set_xticks(np.arange(0, 110, step=10))
    ax1.set_ylim([-20, 20])
    ax2.set_ylim([-20, 20])

```

```

ax1.text(1, 15, 'Dorsiflexão', fontsize=14)
ax1.text(1, 13, 'Flexão plantar', fontsize=14)
ax1.arrow(24.5, 15, 0, 2, width=0.07, color='black', head_width=0.6)
ax1.arrow(24.5, 14, 0, -2, width=0.07, color='black', head_width=0.6)

ax2.text(1, 15, 'Dorsiflexão', fontsize=14)
ax2.text(1, 13, 'Flexão plantar', fontsize=14)
ax2.arrow(24.5, 15, 0, 2, width=0.07, color='black', head_width=0.6)
ax2.arrow(24.5, 14, 0, -2, width=0.07, color='black', head_width=0.6)

ax1.axhline(0, color='gray', linewidth=1.5)
ax2.axhline(0, color='gray', linewidth=1.5)

ax1.set_aspect('auto')
ax2.set_aspect('auto')

fig3.set_figheight(8)
fig3.set_figwidth(18)

return fig3

def sides_comparison():
    st.subheader('Resumo dos desvios da avaliação de marcha')

    st.write('> **Desvios**')

    if detect_marker_2('A_H', merged) == False or detect_marker_2('A_H',
merged_2) == False:
        pass
    else:
        r_h, r_v, l_h, l_v, diff_h, diff_v = legs_comparasion(merged,
merged_2, 'A_H', 'A_V')
        if r_v > l_v:
            st.write('O ombro direito subiu mais %.4s cm' % diff_v)
        else:
            st.write('O ombro esquerdo subiu mais %.4s cm' % diff_v)

    if detect_marker_2('GT_H', merged) == False or detect_marker_2('GT_H',
merged_2) == False:
        pass
    else:

```

```

    r_h, r_v, l_h, l_v, diff_h, diff_v = legs_comparasion(merged,
merged_2, 'GT_H', 'GT_V')
    if r_v > l_v:
        st.write('O trocanter direito subiu mais %.4s cm' % diff_v)
    else:
        st.write('O trocanter esquerdo subiu mais %.4s cm' % diff_v)

    if detect_marker_2('LE_H', merged) == False or detect_marker_2('LE_H',
merged_2) == False:
        pass
    else:
        r_h, r_v, l_h, l_v, diff_h, diff_v = legs_comparasion(merged,
merged_2, 'LE_H', 'LE_V')
        if r_v > l_v:
            st.write('O joelho direito subiu mais %.4s cm' % diff_v)
        else:
            st.write('O joelho esquerdo subiu mais %.4s cm' % diff_v)

    if detect_marker_2('LM_H', merged) == False or detect_marker_2('LM_H',
merged_2) == False:
        pass
    else:
        r_h, r_v, l_h, l_v, diff_h, diff_v = legs_comparasion(merged,
merged_2, 'LM_H', 'LM_V')
        if r_v > l_v:
            st.write('O tornozelo direito subiu mais %.4s cm' % diff_v)
        else:
            st.write('O tornozelo esquerdo subiu mais %.4s cm' % diff_v)

    if detect_marker_2('VM_H', merged) == False or detect_marker_2('_H',
merged_2) == False:
        pass
    else:
        r_h, r_v, l_h, l_v, diff_h, diff_v = legs_comparasion(merged,
merged_2, 'VM_H', 'VM_V')
        if r_v > l_v:
            st.write('O pé direito subiu mais %.4s cm' % diff_v)
        else:
            st.write('O pé esquerdo subiu mais %.4s cm' % diff_v)

st.write('> **Diferenças angulares**')

```

```

_, knee_angle, _ = angle_calculation(merged)
_, knee_angle_2, _ = angle_calculation(merged_2)

if (max(knee_angle) - min(knee_angle)) > (max(knee_angle_2) -
min(knee_angle_2)):
    st.write('O joelho direito teve uma amplitude de movimento de mais
%.4sa'
             % ((max(knee_angle) - min(knee_angle)) -
(max(knee_angle_2) - min(knee_angle_2))))
    else:
        st.write('O joelho esquerdo teve uma amplitude de movimento de mais
%.4sa % (max(knee_angle_2) - min(knee_angle_2))')

_, _, ankle_angle = angle_calculation(merged)
_, _, ankle_angle_2 = angle_calculation(merged_2)

if max(ankle_angle) > max(ankle_angle_2):
    st.write('O pé direito teve mais %.4sa de dorsiflexão' %
(max(ankle_angle) - max(ankle_angle_2)))
    else:
        st.write('O pé esquerdo teve mais %.4sa de dorsiflexão' %
(max(ankle_angle_2) - max(ankle_angle)))

if min(ankle_angle) < min(ankle_angle_2):
    st.write('O pé direito teve mais %.4sa de flexão plantar' %
(abs(min(ankle_angle) - min(ankle_angle_2))))
    else:
        st.write('O pé esquerdo teve mais %.4sa de flexão plantar' % (
abs(min(ankle_angle_2) - min(ankle_angle))))

st.write(' > **Duração da fase de apoio** ')

r_stance_phase_duration = stance_phase(freq_right, merged,
min_lim_right_leg, 70)
l_stance_phase_duration = stance_phase(freq_left, merged_2,
min_lim_left_leg, 70)

if r_stance_phase_duration > l_stance_phase_duration:
    st.write('A fase de apoio da membro direito, %.4ss, foi %.4s%%
superior ao do membro esquerdo, %.4ss' % (

```

```

        r_stance_phase_duration, (r_stance_phase_duration -
l_stance_phase_duration) / r_stance_phase_duration * 100,
        l_stance_phase_duration))
    else:
        st.write('A fase de apoio da membro esquerdo, %.4ss, foi %.4s%%
superior ao d membro direito, %.4ss' % (
            l_stance_phase_duration, (l_stance_phase_duration -
r_stance_phase_duration) / l_stance_phase_duration * 100,
            r_stance_phase_duration))

def img_comparison(file, freq):

    hip, knee, ankle = angle_calculation(file)
    _, i_point, _ = inflection_point(freq_right, merged, min_lim_right_leg,
70, 2)
    _, i_point_2, _ = inflection_point(freq_left, merged_2,
min_lim_left_leg, 70, 2)

    if file is merged and freq is freq_right:
        inf_point = i_point

    if file is merged_2 and freq is freq_left:
        inf_point = i_point_2

    fig, (ax1, ax2, ax3) = plt.subplots(3, 1)
    ax1.plot(freq, hip, color='black', linewidth=2.5)
    ax1.set_facecolor('#c7d2eb')
    ax1.tick_params('x', labelbottom=False)
    ax1.tick_params(labelsize=16)
    ax1.axhline(y=0, color='gray', linestyle='-')
    ax1.set_xticks(np.arange(0, 110, step=10))
    ax1.set_yticks(np.arange(-20, 45, step=10))
    ax2.plot(freq, knee - knee[0], color='black', linewidth=2.5)
    ax1.axvline(inf_point, color='black', linewidth=1.5)
    ax1.text(inf_point - 22, 34, 'Fase de apoio', fontsize=12,
color='black')
    ax1.text(inf_point + 2, 34, 'Fase de balanço', fontsize=12,
color='black')
    ax1.text(-2, -15, 'Anca', fontsize=18)
    ax2.set_facecolor('#c7d2eb')
    ax2.tick_params('x', labelbottom=False)

```

```

ax2.tick_params(labelsize=16)
ax2.axhline(y=0, color='gray', linestyle='-')
ax2.set_ylabel('Ângulo (graus)', fontsize=18, fontweight='bold')
ax2.set_xticks(np.arange(0, 110, step=10))
ax2.set_yticks(np.arange(-10, 60, step=10))
ax2.axvline(inf_point, color='black', linewidth=1.5)
ax2.text(-2, 40, 'Joelho', fontsize=18)
ax3.plot(freq, ankle, color='black', linewidth=2.5)
ax3.set_facecolor('#c7d2eb')
ax3.axhline(y=0, color='gray', linestyle='-')
ax3.set_xlabel('Fase da marcha (%)', fontsize=18, fontweight='bold')
ax3.set_xticks(np.arange(0, 110, step=10))
ax3.set_yticks(np.arange(-20, 30, step=10))
ax3.tick_params(labelsize=16)
ax3.axvline(inf_point, color='black', linewidth=1.5)
ax3.text(-2, -15, 'Tornozelo', fontsize=18)
fig.set_figheight(10.65)
fig.set_figwidth(8)
st.pyplot(fig)

with st.container():
    col1, col2 = st.columns([1, 1])
    with col1:
        st.image('logo 1.png', width=550)

with st.sidebar:
    side_bar_title = st.header('Filtros')

with st.sidebar:
    amputation_level = st.radio(
        'Nível de amputação',
        ('Transtibial', 'Transfemoral'))

with st.sidebar:
    amputated_leg = st.radio(
        'Membro amputado',
        ('Direito', 'Esquerdo'))

with st.sidebar:
    plane = st.radio(
        'Plano de movimento',

```

```

        ('Sagital', 'Frontal'))

with st.sidebar:
    distance = st.number_input('Distância ao trocânter (cm)', step=0.1,
help='Distância, em centímetros medida entre o marcador GT a posição do
trocânter. A distância deve ser a mesma nos dois membros. Caso o marcador
seja colocado exatamente em cima do este parâmetro deve manter-se igual a
zero. ')

with st.sidebar:
    with st.expander('Definições avançadas'):
        fps_rate = st.number_input('Taxa de FPS', value=120, step=10,
help='Taxa de FPS (Frames per second) usada durante a recolha de imagens')

        min_lim_right_leg = st.number_input('Início da fase de balanço (%)
- Membro direito', value=55, step=1, help='Valor mínimo do intervalo onde
ocorre a transição da fase de apoio para a fase de balanço')

        min_lim_left_leg = st.number_input('Início da fase de balanço (%) -
Membro esquerdo', value=55, step=1, help='Valor mínimo do intervalo onde
ocorre a transição da fase de apoio para a fase de balanço')

if plane == 'Sagital':

    with st.container():
        col1, col2 = st.columns([1.5, 1])
        with col1:
            option = st.selectbox('', ('Escolha um ângulo:', 'Anca',
'Joelho', 'Tornozelo'))
            summary = st.checkbox('Ver resumo da avaliação de marcha')
            comp_ref = st.checkbox('Comparar com valores de referência')
            st.write('')

        with st.container():
            if path:

                if option == 'Escolha um ângulo':
                    pass

                if option == 'Anca':
                    with st.spinner('A processar os dados...'):

```

```

st.subheader('Ângulo da anca')

    if detect_marker('A_H', merged) == False or
detect_marker('GT_H', merged) == False or \
        detect_marker('LE_H', merged) == False or
detect_marker('A_H', merged_2) == False or \
        detect_marker('GT_H', merged_2) == False or
detect_marker('LE_H', merged_2) == False:
        pass
    else:
        fig1 = hip_angle()
        fig1.set_facecolor('#F5F5F5')
        st.pyplot(fig1)

        fig_name = 'Hip angle.png'
        fig1.savefig(fig_name)

        with open(fig_name, "rb") as f:
            btn = st.download_button(
                label="Descarregar imagem",
                data=f,
                file_name=fig_name,
                mime="image/png")

if option == 'Joelho':
    with st.spinner('A processar os dados...'):

        st.subheader('Ângulo do joelho')

            if detect_marker('GT_H', merged) == False or
detect_marker('LE_H', merged) == False or \
                detect_marker('LM_H', merged) == False or
detect_marker('GT_H', merged_2) == False or \
                detect_marker('LE_H', merged_2) == False or
detect_marker('LM_H', merged_2) == False:
                pass
            else:
                fig2, (ax1, ax2) = plt.subplots(1, 2)

                knee_angle, i_point, _ =

```

```

inflection_point(freq_right, merged, min_lim_right_leg, 70, 2)
                knee_angle_2, i_point_2, _ =
inflection_point(freq_left, merged_2, min_lim_left_leg, 70, 2)

                sub_plotting(freq_left, knee_angle_2 -
knee_angle_2[0], 'Ângulo do joelho - Membro esquerdo', ax1)
                sub_plotting(freq_right, knee_angle -
knee_angle[0], 'Ângulo do joelho - Membro direito', ax2)
                ax1.set_xlabel('Fase da marcha (%)')
                ax2.set_xlabel('Fase da marcha (%)')
                ax1.set_ylabel('Ângulo (graus)')
                ax2.set_ylabel('Ângulo (graus)')
                ax1.set_xticks(np.arange(0, 110, step=10))
                ax2.set_xticks(np.arange(0, 110, step=10))
                ax1.set_ylim([-10, 60])
                ax2.set_ylim([-10, 60])

                ax1.text(1, 40, 'Flexão', fontsize=14)
                ax1.text(1, 37.5, 'Extensão', fontsize=14)
                ax1.arrow(19.5, 40, 0, 2, width=0.07,
color='black', head_width=0.6)
                ax1.arrow(19.5, 39, 0, -2, width=0.07,
color='black', head_width=0.6)

                ax2.text(1, 40, 'Flexão', fontsize=14)
                ax2.text(1, 37.5, 'Extensão', fontsize=14)
                ax2.arrow(19.5, 40, 0, 2, width=0.07,
color='black', head_width=0.6)
                ax2.arrow(19.5, 39, 0, -2, width=0.07,
color='black', head_width=0.6)

                ax1.axhline(0, color='gray', linewidth=1.5)
                ax2.axhline(0, color='gray', linewidth=1.5)

                ax1.set_aspect('auto')
                ax2.set_aspect('auto')

                fig2.set_figheight(8)
                fig2.set_figwidth(18)

                fig2.set_facecolor('#F5F5F5')

```

```

        check_box = st.checkbox('Ver fases da marcha')
        if check_box:
            ax1.axvline(i_point_2, color='red',
linewidth=1.5)
            ax2.axvline(i_point, color='red',
linewidth=1.5)

            ax1.text(i_point_2 - 22, 55, 'Fase de apoio',
fontsize=12, color='black')
            ax1.text(i_point_2 + 2, 55, 'Fase de balanço',
fontsize=12, color='black')
            ax2.text(i_point - 22, 55, 'Fase de apoio',
fontsize=12, color='black')
            ax2.text(i_point + 2, 55, 'Fase de balanço',
fontsize=12, color='black')

    st.pyplot(fig2)

    fig = 'Knee angle.png'
    plt.savefig(fig)
    with open(fig, "rb") as f:
        btn = st.download_button(
            label="Descarregar imagem",
            data=f,
            file_name=fig,
            mime="image/png")

    if option == 'Tornozelo':
        with st.spinner('A processar os dados...'):

            st.subheader('Ângulo do tornozelo')

            if detect_marker('LE_H', merged) == False or
detect_marker('LM_H',merged) == False or\
                detect_marker('VM_H', merged) == False or \
                detect_marker('LE_H', merged_2) == False or
detect_marker('LM_H', merged_2) == False or\
                detect_marker('VM_H', merged_2) == False:
                pass
            else:

```

```

fig3 = ankle_angle()
fig3.set_facecolor('#F5F5F5')
st.pyplot(fig3)

fig_name = 'Ankle angle.png'
fig3.savefig(fig_name)

fig = 'Ankle angle.png'
plt.savefig(fig)
with open(fig, "rb") as f:
    btn = st.download_button(
        label="Descarregar imagem",
        data=f,
        file_name=fig,
        mime="image/png")

with col2:
    st.write('Relatório do utente')
    report_checkbox = st.checkbox('Gerar relatório')

if report_checkbox:

    st.subheader('Relatório do utente')
    name = st.text_input('Nome do utente', value='')
    if amputation_level == 'Transfemoral':
        knee_ref = st.text_input('Referência do joelho',
value='')

        foot_ref = st.text_input('Referência do pé', value='')
        susp_type = st.text_input('Tipo de suspensão', value='')
        comments = st.text_area('Comentários', value='', help='Se
desejar, adicione comentários'
,
relativos à avaliação de marcha do utente')

fig1 = hip_angle()
fig_name1 = 'Hip angle.png'
fig1.savefig(fig_name1)

fig2, (ax1, ax2) = plt.subplots(1, 2)
knee_angle, i_point, _ = inflection_point(freq_right,
merged, min_lim_right_leg, 70, 2)

```

```

        knee_angle_2, i_point_2, _ = inflection_point(freq_left,
merged_2, min_lim_left_leg, 70, 2)
        sub_plotting(freq_left, knee_angle_2 - knee_angle_2[0],
'Ângulo do joelho - Membro esquerdo', ax1)
        sub_plotting(freq_right, knee_angle - knee_angle[0],
'Ângulo do joelho - Membro direito', ax2)
        ax1.set_xlabel('Fase da marcha (%)')
        ax2.set_xlabel('Fase da marcha (%)')
        ax1.set_ylabel('Ângulo (graus)')
        ax2.set_ylabel('Ângulo (graus)')
        ax1.set_xticks(np.arange(0, 110, step=10))
        ax2.set_xticks(np.arange(0, 110, step=10))
        ax1.set_ylim([-10, 60])
        ax2.set_ylim([-10, 60])
        ax1.text(1, 40, 'Flexão', fontsize=14)
        ax1.text(1, 37.5, 'Extensão', fontsize=14)
        ax1.arrow(19.5, 40, 0, 2, width=0.07, color='black',
head_width=0.6)
        ax1.arrow(19.5, 38, 0, -2, width=0.07, color='black',
head_width=0.6)
        ax2.text(1, 40, 'Flexão', fontsize=14)
        ax2.text(1, 37.5, 'Extensão', fontsize=14)
        ax2.arrow(19.5, 40, 0, 2, width=0.07, color='black',
head_width=0.6)
        ax2.arrow(19.5, 38, 0, -2, width=0.07, color='black',
head_width=0.6)
        ax1.set_aspect('auto')
        ax2.set_aspect('auto')
        fig2.set_figheight(8)
        fig2.set_figwidth(18)
        ax1.axvline(i_point_2, color='red', linewidth=1.5)
        ax2.axvline(i_point, color='red', linewidth=1.5)
        ax1.text(i_point_2 - 22, 55, 'Fase de apoio', fontsize=12,
color='black')
        ax1.text(i_point_2 + 2, 55, 'Fase de balanço', fontsize=12,
color='black')
        ax2.text(i_point - 22, 55, 'Fase de apoio', fontsize=12,
color='black')
        ax2.text(i_point + 2, 55, 'Fase de balanço', fontsize=12,
color='black')
        ax1.axhline(0, color='gray', linewidth=1.5)

```

```

ax2.axhline(0, color='gray', linewidth=1.5)

fig_name2 = 'Knee angle.png'
fig2.savefig(fig_name2)

fig3 = ankle_angle()
fig_name3 = 'Ankle angle.png'
fig3.savefig(fig_name3)

pdf_name = 'Relatório.pdf'
create_pdf(fig_name1, fig_name2, fig_name3, pdf_name)

with open(pdf_name, 'rb') as pdf:
    st.download_button(
        label="Descarregar relatório",
        data=pdf,
        file_name=pdf_name,
        mime="application/pdf",
    )

with st.container():

    if summary:
        if files == []:
            st.warning('O relatório não pode ser criado porque não
foram carregados ficheiros para fazer a análise')
        else:
            sides_comparison()

with st.container():

    if comp_ref:
        if files == []:
            st.warning('O relatório não pode ser criado porque não
foram carregados ficheiros para fazer a análise')
        else:

            col1, col2 = st.columns([1.5, 1])
            with col1:
                option_comp = st.selectbox('Escolha o membro que
pretende analisar', {'Membro amputado', 'Membro contralateral'}, index=0)

```

```

coll1, col2 = st.columns(2)
if option_comp == 'Membro amputado':
    if amputation_level == 'Transtibial' and amputated_leg
== 'Direito':

        with coll1:
            st.write('**Resultados**')
            img_comparison(merged, freq_right)

        with col2:
            st.write('**Referência**')
            st.image('bellow.png')
            st.write('Referência: Whittle, M. (2014). Gait
Analysis (4th ed., p. 132).'
                    ' Burlington: Elsevier Science.')

    if amputation_level == 'Transtibial' and amputated_leg
== 'Esquerdo':

        with coll1:
            st.write('**Resultados**')
            img_comparison(merged_2, freq_left)

        with col2:
            st.write('**Referência**')
            st.image('bellow.png')
            st.write('Referência: Whittle, M. (2014). Gait
Analysis (4th ed., p. 132).'
                    ' Burlington: Elsevier Science.')

    if amputation_level == 'Transfemoral' and amputated_leg
== 'Direito':

        with coll1:
            st.write('**Resultados**')
            img_comparison(merged, freq_right)

        with col2:
            st.write('**Referência**')
            st.image('above.png')
            st.write('Referência: Whittle, M. (2014). Gait
Analysis (4th ed., p. 131). Burlington: Elsevier Science.')

```

```

if amputation_level == 'Transfemoral' and amputated_leg
== 'Esquerdo':

    with coll:
        st.write('**Resultados**')
        img_comparison(merged_2, freq_left)

    with col2:
        st.write('**Referência**')
        st.image('above.png')
        st.write('Referência: Whittle, M. (2014). Gait
Analysis (4th ed., p. 131). Burlington: Elsevier Science.')

if option_comp == 'Membro contralateral':
    if amputated_leg == 'Direito':
        with coll:
            st.write('**Resultados**')
            img_comparison(merged_2, freq_left)

        with col2:
            st.write('**Referência**')
            st.image('normal.png')
            st.write('Referência: Whittle, M. (2014). Gait
Analysis (4th ed., p. 59). Burlington: Elsevier Science.')

    if amputated_leg == 'Esquerdo':
        with coll:
            st.write('**Resultados**')
            img_comparison(merged, freq_right)

        with col2:
            st.write('**Referência**')
            st.image('normal.png')
            st.write('Referência: Whittle, M. (2014). Gait
Analysis (4th ed., p. 59). Burlington: Elsevier Science.')

if plane == 'Frontal':
    with st.container():
        try:

            if detect_marker('LGT_H', merged_frontal) == False or

```

```

detect_marker('RGT_H', merged_frontal) == False:
    pass
else:
    st.subheader('Resumo dos desvios da avaliação de marcha')

    L_H, R_H, dif_H, L_V, R_V, dif_V =
markers_dif(merged_frontal, 'LGT_H', 'LGT_V', 'RGT_H', 'RGT_V')

    if L_H > R_H:
        st.write('O marcador LGT movimentou-se mais %.4s cm do
que o marcador RGT, na direção horizontal' % dif_H)
    else:
        st.write('O marcador RGT movimentou-se mais %.4s cm do
que o marcador LGT, na direção horizontal' % dif_H)

    if L_V > R_V:
        st.write('O marcador LGT subiu mais %.4s cm do que o
marcador RGT' % dif_V)
    else:
        st.write('O marcador RGT subiu mais %.4s cm do que o
marcador LGT' % dif_V)

    if detect_marker('LLE_H', merged_frontal) == False or
detect_marker('RLE_H', merged_frontal) == False:
        pass
    else:
        L_H, R_H, dif_H, L_V, R_V, dif_V =
markers_dif(merged_frontal, 'LLE_H', 'LLE_V', 'RLE_H', 'RLE_V')

        if L_H > R_H:
            st.write('O marcador LLE teve uma rotação externa de
maix %.4s cm' % dif_H)
        else:
            st.write('O marcador RLE teve uma rotação interna de
mais %.4s cm' % dif_H)

        if L_V > R_V:
            st.write('O marcador LLE subiu mais %.4s cm do que o
marcador RLE' % dif_V)
        else:
            st.write('O marcador RLE subiu mais %.4s cm do que o

```

```

marcador LLE' % dif_V)

    if detect_marker('LTT_H', merged_frontal) == False or
detect_marker('RTT_H', merged_frontal) == False:
        pass
    else:
        L_H, R_H, dif_H, L_V, R_V, dif_V =
markers_dif(merged_frontal, 'LTT_H', 'LTT_V', 'RTT_H', 'RTT_V')

        if L_H > R_H:
            st.write('O marcador LTT teve uma rotação externa de
mais %.4s cm' % dif_H)
        else:
            st.write('O marcador RTT teve uma rotação interna de
mais %.4s cm' % dif_H)

        if L_V > R_V:
            st.write('O marcador LTT subiu mais %.4s cm do que o
marcador RTT' % dif_V)
        else:
            st.write('O marcador RTT subiu mais %.4s cm do que o
marcador LTT' % dif_V)

    if detect_marker('LLM_H', merged_frontal) == False or
detect_marker('RLM_H', merged_frontal) == False:
        pass
    else:
        L_H, R_H, dif_H, L_V, R_V, dif_V =
markers_dif(merged_frontal, 'LLM_H', 'LLM_V', 'RLM_H', 'RLM_V')

        if L_H > R_H:
            st.write('O marcador LLM teve uma rotação externa de
mais %.4s cm' % dif_H)
        else:
            st.write('O marcador RLM teve uma rotação interna de
mais %.4s cm' % dif_H)

        if L_V > R_V:
            st.write('O marcador LLM subiu mais %.4s cm do que o
marcador RTT' % dif_V)
        else:

```

```

        st.write('O marcador RLM subiu mais %.4s cm do que o
marcador LTT' % dif_V)

        if detect_marker('LVM_H', merged_frontal) == False or
detect_marker('RVM_H', merged_frontal) == False:
            pass
        else:
            L_H, R_H, dif_H, L_V, R_V, dif_V =
markers_dif(merged_frontal, 'LVM_H', 'LVM_V', 'RVM_H', 'RVM_V')

            if L_H > R_H:
                st.write('O marcador LVM teve uma rotação externa de
mais %.4s cm' % dif_H)
            else:
                st.write('O marcador RVM teve uma rotação externa de
mais %.4s cm' % dif_H)

            if L_V > R_V:
                st.write('O marcador LVM subiu mais %.4s cm' % dif_V)
            else:
                st.write('O marcador RVM subiu mais %.4s cm do que o
marcador LVM' % dif_V)
    except NameError:
        st.warning('O resumo não pode ser apresentado porque não
existem ficheiros para analisar. \n \n Certifique-se que foram carregados
os ficheiros relativos ao plano frontal')

```