

**Caracterização das componentes horizontais das forças de
apoio geradas durante a marcha**

Paulo Jorge Magalhães Cardoso

Licenciado em Física Aplicada pela Faculdade de Ciências da Universidade
do Porto

Dissertação submetida para a obtenção do grau de mestre
em
Engenharia Biomédica

Orientador: Professor Doutor Mário Augusto Pires Vaz (FEUP)
Co-orientador: Professor Doutor João Paulo Vilas Boas Soares Campos (FADEUP)

Porto, Outubro de 2007

Agradecimentos

O meu primeiro agradecimento vai para os meus pais e para o meu irmão, por todo o apoio que me deram para realizar esta missão de concluir o mestrado.

Há, no entanto, algumas pessoas que também me ajudaram a realizar esta tarefa das mais variadas formas. Naturalmente, uma palavra especial para o meu orientador, o Professor Doutor Mário Augusto Vaz, que foi muito importante na condução da dissertação e na definição de objectivos e estratégias da tese. Para além disso, facultou-me o acesso a equipamentos e apresentou-me aos elementos do LOME (Laboratório de Óptica e Mecânica Experimental) com quem trabalhei. Aliás, aproveito para agradecer também à Eng^a. Daniela Sousa e Dra. Arcelina Marques pela ajuda inestimável que me prestaram nas aquisições e tratamento de dados, elaboração de estudos e ensaios efectuados com o sensor desenvolvido no LOME. Aliás, à Dra. Arcelina e restantes pessoas envolvidas no desenvolvimento do referido sensor, tenho ainda a agradecer o facto de o ter disponibilizado. Agradeço ainda aos restantes colaboradores do LOME que me prestaram auxílio sempre eu o solicitava.

Um agradecimento especial ao meu co-orientador, o Professor Doutor João Paulo Vilas-Boas, por me ter recebido no seu laboratório, o LBD (Laboratório de Biomecânica do Desporto), numa forma que nunca irei esquecer, com a amabilidade e colaboração que lhe são reconhecidos. Convém recordar que foi neste laboratório que se realizou a maior parte dos trabalhos desta dissertação. Agradeço ainda o facto de me ter aconselhado e orientado no sentido de seguir a análise mais apropriada dos dados do meu trabalho.

A ajuda da Dra. Janete Leiras foi também muito importante para mim, pois disponibilizou dados experimentais e elementos bibliográficos da sua tese de mestrado.

Agradeço também ao Eng^a. Pedro Gonçalves pela inestimável ajuda técnica e orientação experimental para as aquisições de dados que decorreram no LBD. Foi muito importante a sua ajuda em momentos cruciais da dissertação. Um muito obrigado aos meus colegas de trabalho no LBD, Rodrigo Silva e Glaucia Oliveira. Como trabalho de grupo, foi uma experiência muito interessante. Um agradecimento ao Professor Doutor Leandro Machado por me ter orientado no tratamento de alguns dados no programa informático MATLAB e à Professora Doutora Filipa Sousa do LBD por nos ter facultado espaço para guardar material de apoio às recolhas no laboratório e por nos terem ajudado também noutras tarefas essenciais ao sucesso das recolhas.

Agradeço ainda ao Professor Doutor Rubim dos Santos bem como à instituição onde é docente, a ESTSP (Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto), por ter emprestado o sistema de palmilhas Pedar e equipamento complementar indispensável para o meu trabalho. Foi de uma amabilidade e paciência notáveis, porque precisamos deste equipamento em várias fases e por várias semanas.

Estou muito agradecido ao Professor Doutor Davide Carvalho e à Dra. Ana Oliveira do Departamento de Endocrinologia do Hospital de S. João do Porto, por toda a ajuda prestada no recrutamento e processo burocrático para serem autorizadas as recolhas dos pacientes e do grupo de controlo. Quero também agradecer a todas as pessoas que participaram nas recolhas, pacientes e grupo de controlo, pelo espírito voluntário, paciência e colaboração prestada.

Ao Professor Doutor Rui Garganta agradeço muito a ajuda que me prestou ao analisar alguns dados do meu trabalho no programa informático SPSS.

Índice

Resumo	10
Abstract	12
1- Introdução.....	14
1.1- Enquadramento do trabalho.....	14
1.2- Objectivos.....	15
1.3- Estrutura da tese	15
2- Revisão bibliográfica.....	17
2.1- Introdução ao estudo da marcha humana.....	17
2.1.1- Breve definição.....	17
2.1.2- Algumas referências históricas	17
2.2- Ciclo da marcha humana	18
2.2.1- As forças de reacção do solo presentes na marcha	21
Componente vertical da força de reacção do solo	22
Componente antero-posterior da força de reacção do solo.....	23
Componente médio-lateral da força de reacção do solo.....	25
2.2.2- Distribuição das forças de reacção do solo na superfície plantar.....	26
2.3- Dispositivos usados no estudo da marcha.....	27
2.3.1- Palmilhas transdutoras de pressão plantar	28
2.3.2- Plataforma de forças	29
2.4- Breves noções sobre a marcha dos neuropatas diabéticos	30
2.4.1- A neuropatia diabética	30
2.4.2- O pé diabético.....	31
2.4.3- Efeitos da neuropatia diabética na marcha.....	33
3- Estudo da marcha do neuropata diabético	35
3.1- Material e método experimental.....	36
3.1.1- Material utilizado.....	36
3.1.2- Método experimental	38
Requisitos experimentais	38
Protocolo experimental	39
3.2- Apresentação e discussão de resultados	40
3.2.1- Análise dos dados da plataforma de forças.....	40
3.2.2- Análise podobarométrica	47
4- Estudo do sensor desenvolvido no LOME	57
4.1- Material e método experimental.....	57
4.1.1- Material utilizado.....	57
4.1.2- Método experimental	60
Protocolo experimental	60
4.2- Apresentação e discussão de resultados	61
4.2.1- Comparação da zona de colocação do sensor com as células destacadas na análise podobarométrica	70
5- Conclusões.....	73
Bibliografia	75
Anexos	81

<i>Anexos do capítulo 3.....</i>	<i>81</i>
<i>Anexos do capítulo 4.....</i>	<i>106</i>

Abreviaturas

CI – contacto inicial

DP – descolagem do pé

ESTSP – Escola Superior de Tecnologias da Saúde do Porto

FADEUP – Faculdade de Desporto da Universidade do Porto

FEUP – Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

FSR – Force Sensitive Resistor

HSJ – Hospital de São João

INEGI – Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial

LBD – Laboratório de Biomecânica do Desporto

LED – Light Emitting Diode

LOME – Laboratório de Óptica e Mecânica Experimental

PVDF – Polyvinylidene Fluoride

SIGS – Shoe-Integrated Gait Sensors

Resumo

O objectivo principal deste estudo consiste na caracterização das componentes horizontais das forças plantares exercidas durante a marcha, no que respeita à sua distribuição espacial e amplitude, com vista a optimização de um sistema que permita medi-las. Este estudo está dividido em duas partes. A primeira corresponde ao estudo biomecânico da marcha de duas populações: uma de indivíduos saudáveis e outra de neuropatas diabéticos. Ambos os grupos eram compostos por três indivíduos sem restrições de mobilidade com idades entre os quarenta e os setenta anos. A selecção de um grupo de neuropatas diabéticos deve-se ao facto destes constituírem a população alvo para aplicação biomédica do sensor. Nestes ensaios, os indivíduos caminharam sobre uma plataforma de forças, usando calçado adequado e um sistema de palmilhas podobarométricas. Os dados adquiridos na plataforma de forças e no sistema de palmilhas foram sincronizados e processados.

A análise aos resultados da plataforma de forças indica que globalmente não há diferenças significativas entre os dois grupos nos pontos mais importantes das componentes vertical, antero-posterior e médio-lateral da força registada. A análise podobarométrica revela a existência de uma coincidência espacial entre os primeiros e segundos picos das três componentes da força embora sem coincidência temporal na sua ocorrência.

A segunda parte deste estudo consiste na primeira abordagem biomecânica à caracterização do protótipo do sensor desenvolvido no LOME (INEGI-FEUP) para medir as componentes horizontais da força gerada na marcha. O sensor foi colocado num sapato de sola rígida, sob a cabeça do metatarso. Este estudo foi realizado sobre dois indivíduos saudáveis que caminharam sobre uma plataforma de forças usando o protótipo. Os sinais do sensor e os da plataforma foram sincronizados através de dois interruptores (*triggers*) sinalizadores dos instantes de contacto inicial (CI) e descolagem do pé (DP). Este sistema de sincronismo permitiu localizar a parte mais relevante do sinal do sensor.

Conjugando os resultados mais relevantes das duas partes deste estudo, é possível verificar que a localização do sensor no sapato instrumentado está muito próxima da assinalada no estudo do neuropata diabético. Aliás, é aconselhada a colocação de mais dois sensores, um na zona do calcanhar e outro na do hálux.

Abstract

The main objective of this work is the characterization in amplitude and spatial distribution of the horizontal plantar forces during gait. This information will be used to optimize a measuring system. The work was divided into parts. The first part was devoted to perform a Biomechanical gait evaluation of two samples: one of healthy individuals and the other of diabetic neuropathy patients. Both groups had three individuals which could walk normally with ages ranging between forty and seventy years old. Neuropathic patients were included because they are the target users for the measuring system. The gait analysis was carried out with a force platform when the individuals wearing special shoes with pedography insoles. The platform signals and the pressure patterns were synchronized and post-processed.

The analysis of the data collected with both devices showed that globally no significative differences between the groups were detected in what concerns the most import points in the evolution of the vertical, mediolateral, and anteroposterior forces. The pedography data reveals a spatial coincidence between the first and second force peaks of the three components however, without temporal coincidence.

The second part of the work describes the first Biomechanic measurements performed with the measuring system developed at LOME (INEGI/LOME) to characterize the horizontal forces generated during gait. The sensor was assembled in a rigid shoe underneath the first metatarsus. This study was carried out with two healthy individuals who walked over the platform wearing the instrumented shoe. The platform and sensor signals were synchronized by two mechanical switches detecting the initial contact (IC) and toe off (TO). These two switches allowed the detection of the signal most important information concerning the foot contact.

Combining the information resulting from the data collect in the both parts of the work it was possible to verify that the sensor was placed near the peak pressure region detected in the neuropathic group. Finally the conclusions of the present work recommend the use of two more sensors, placed underneath the heel and the hallux.

1- Introdução

1.1- Enquadramento do trabalho

Este trabalho enquadra-se num estudo mais amplo que está em curso, onde se pretende averiguar a importância das componentes horizontais da força gerada durante a marcha no surgimento de úlceras e lesões no pé, especialmente no caso dos pacientes sofrendo de neuropatia diabética. Este estudo está a ser desenvolvido pelo LOME (Laboratório de Óptica e Mecânica Experimental), unidade de investigação pertencente ao INEGI (Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial), com a colaboração do LBD (Laboratório de Biomecânica do Desporto) da FADEUP (Faculdade de Desporto da Universidade do Porto).

Os efeitos provocados pela acção da componente vertical da força gerada durante a marcha estão razoavelmente bem estudados, tanto em indivíduos saudáveis como em neuropatas diabéticos. O mesmo não acontece no que respeita à evolução e efeitos das componentes horizontais. Os estudos realizados nas últimas duas décadas acerca da importância destas componentes são escassos, muito limitados e inconclusivos [1]. No entanto, alguns estudos apontam no sentido destas componentes, associadas à componente vertical, poderem provocar o surgimento de lesões e úlceras em indivíduos de maior risco, tal como o caso dos neuropatas diabéticos [2, 3].

Não há estudos concretos e conclusivos que averiguem a influência das componentes horizontais da força gerada durante a marcha, no surgimento de lesões e úlceras em neuropatas diabéticos ou em qualquer outra amostra de indivíduos. Um dos principais motivos da inexistência destes estudos deve-se ao facto de, até agora, não ter surgido nenhum dispositivo com o qual seja possível medir as componentes horizontais, numa forma similar à conseguida pelas palmilhas instrumentadas, com as quais é possível determinar o padrão de pressões durante a duração dos apoios. No entanto, alguns esforços têm sido desenvolvidos nos últimos anos para construir dispositivos que integrem os sistemas de medição das componentes horizontal e vertical [4]. De todos esses dispositivos o mais importante é o SIGS (Shoe-Integrated Gait Sensors) [5], pelo facto de ser o mais cómodo de utilizar e permitir a aquisição de dados fora do ambiente laboratorial. Este sistema apresenta ainda algumas semelhanças com o sensor que se pretende desenvolver e está descrito no subcapítulo 2.3 desta tese. Apesar deste sistema ainda se encontrar em fase de desenvolvimento, constitui um passo importante para a construção dum sensor com as características exigidas. No entanto, o protótipo construído apresenta ainda algumas limitações, no que respeita à caracterização rigorosa da evolução da componente horizontal da força aplicada na superfície plantar do pé durante a marcha.

O presente trabalho corresponde a uma das etapas a percorrer com vista à construção de um sensor capaz que permita obter o padrão de distribuição plantar das duas componentes horizontais da força durante a marcha do ser humano. A parte técnica de concepção e construção do sensor propriamente dito, foi realizada no âmbito de um estudo levado a cabo no LOME. A parte do estudo que é abordado neste trabalho diz respeito aos primeiros testes de calibração do sensor, usando a plataforma de forças e o sistema de palmilhas para seguir a evolução global da força e a distribuição de pressão na superfície plantar do pé ao longo do ciclo de marcha.

1.2- Objectivos

O objectivo principal deste trabalho visa a avaliação da importância das componentes horizontais das forças plantares exercidas durante a marcha de um indivíduo. Para tal dividimos este trabalho em duas partes. A primeira parte consiste num estudo biomecânico de duas populações: uma de indivíduos saudáveis e outra de pacientes com neuropatia diabética. A razão pelo qual escolhemos uma população de neuropatas diabéticos deve-se ao facto de estes serem vulneráveis ao surgimento de ulcerações na planta dos pés.

A segunda parte deste trabalho consiste em efectuar um primeiro estudo biomecânico ao protótipo desenvolvido no LOME, usando os dispositivos e conhecimento que o LBD possui para obter os primeiros resultados de validação deste dispositivo. Uma das aplicações futuras deste protótipo poderá ser o estudo das componentes horizontais no surgimento de ulcerações, nomeadamente em pacientes com neuropatia diabética. Este trabalho terá em consideração alguns pontos importantes abordados na literatura de referência. Alguns trabalhos já publicados acerca das ulcerações plantares em indivíduos padecendo de neuropatia diabética, apontam para a localização destas lesões nas zonas da planta do pé submetidas a maior esforço vertical. Outros trabalhos concluem que estas zonas coincidem com as zonas de maiores esforços horizontais [6]. Um outro estudo refere que, para além desta coincidência espacial, há um desfasamento temporal na ocorrência destes picos, isto é, os picos de amplitude das componentes horizontais e vertical ocorrem nas mesmas zonas, mas em instantes diferentes [3]. O estudo biomecânico desenvolvido na primeira parte deste trabalho analisa os resultados com vista a confirmar se estas relações espaço-temporais entre as componentes da força gerada na marcha.

1.3- Estrutura da tese

A caracterização de um sensor inovador para medir pressões plantares foi definida como principal objectivo deste trabalho. Para a realização desta tarefa foi desenvolvida uma metodologia multidisciplinar que envolveu áreas da Biomecânica e da Mecânica Experimental. A informação de referência foi recolhida a partir de medições convencionais em análise de marcha. Utilizando técnicas de Biomecânica Experimental e amostras seleccionadas de indivíduos, foram realizadas medições em colaboração com o LBD. Foi este laboratório que disponibilizou a maior parte do equipamento com excepção do sistema de palmilhas *Pedar Insole System* e o sensor desenvolvido no LOME. Quanto ao sistema de palmilhas utilizado neste trabalho, foi-nos disponibilizado pela Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto (ESTSP). Outra parte do programa de investigação decorreu no LOME, com o objectivo de caracterizar o comportamento do sensor protótipo. A informação recolhida em ambos os programas de ensaio, assim como as medições realizadas com a utilização simultânea do sensor e da plataforma de forças foram depois tratadas para poder cumprir os objectivos inicialmente traçados no presente trabalho que inclui cinco capítulos.

No primeiro capítulo são apresentados os objectivos do trabalho e o seu enquadramento nas actividades de investigação dos laboratórios envolvidos.

O segundo capítulo é destinado à descrição do estado-da-arte na área de investigação em que esta tese se enquadra. Os resultados apresentados resultam de uma exaustiva revisão bibliográfica que serve de sustentação teórica.

A componente experimental deste trabalho pode ser dividida em duas partes. A primeira parte, que é descrita no capítulo 3, diz respeito aos dados dinamométricos recolhidos da marcha de indivíduos previamente seleccionados. Esta parte compreende, numa primeira fase, a análise dos dados da plataforma de forças, seguida da segunda fase, que consiste na análise podobarométrica efectuada aos dados recolhidos pelo sistema de palmilhas. Para a realização desta parte do trabalho foi estruturado um programa de medições para aquisição de dados dinamométricos (plataforma de forças e sistema de palmilhas), electromiográficos e de imagens de vídeo relativos à marcha de trinta e três indivíduos com idades compreendidas entre os quarenta e os setenta anos. Esta população era integrada por onze neuropatas diabéticos (cinco do sexo masculino e seis do sexo feminino) com um grau de gravidade da ulceração no pé não superior a zero, onze diabéticos (seis do sexo masculino e cinco do sexo feminino) e onze indivíduos de controlo (cinco do sexo masculino e seis do sexo feminino). No entanto, nesta tese só são apresentados e analisados os dados de três indivíduos saudáveis e três neuropatas diabéticos. À excepção de alguns indivíduos saudáveis, todos os outros indivíduos foram recrutados no HSJ (Hospital de São João do Porto). A selecção de tão grande número de indivíduos e exames, que está para além do apresentado neste trabalho, deve-se ao facto de as medições realizadas serem programadas para integrar em três dissertações com objectivos diversos. Contudo os três trabalhos apresentavam em comum o estudo da marcha do neuropata diabético.

A segunda parte deste trabalho, que se encontra descrita no capítulo 4, consistiu no estudo e caracterização do sensor desenvolvido no LOME. Este sensor foi incorporado num protótipo de sapato com sola rígida, tipo “soca”. A dimensão e posicionamento do sensor, colocado por baixo da cabeça do primeiro metatarso, foram estudados de forma a colocá-lo numa das zonas onde se espera medir os valores máximos das componentes horizontais da força gerada na marcha. No subcapítulo 4.1 desta tese é apresentado este sensor, cuja concepção foi realizada no âmbito de uma tese de Doutoramento [69]. Neste estudo serão analisados os dados do sensor, da plataforma de forças do LBD e do sistema de palmilhas da ESTSP. No entanto, será dada preferência à comparação dos dados da plataforma com os do sensor. O protótipo do sensor desenvolvido no LOME teve várias fases de desenvolvimento. Foram feitas duas sessões de recolhas de dados com o protótipo no LBD, sendo que na primeira foi utilizado o sistema de palmilhas e plataforma de forças enquanto na segunda se recorreu apenas à plataforma de forças.

O capítulo 5 é destinado à apresentação das conclusões resultantes da análise dos resultados obtidos nos capítulos 3 e 4. Neste capítulo apresentam-se as principais contribuições resultantes desta tese bem como algumas sugestões para trabalhos futuros. É ainda apresentada uma lista exaustiva das referências consultadas e que se encontram identificadas no texto bem como alguns anexos. Nos capítulos 3 e 4 são apresentados os resultados experimentais que foram recolhidos ao longo desta tese. Ao publicar estes resultados pretende-se facilitar o trabalho daqueles que vierem a dedicar-se à investigação neste tema.

Esta tese termina com a apresentação de todas as referências bibliográficas mencionadas ao longo desta dissertação e com os anexos, onde se apresentam os gráficos e tabelas que não são apresentados nos capítulos 3 e 4, mas que complementam os que são destacados nos referidos capítulos. A razão para estes dados serem colocados em anexo, prende-se com a necessidade de apresentar os dados de uma forma ligeira evitando tornar os capítulos 3 e 4 longos e pouco concisos.

2- Revisão bibliográfica

2.1- Introdução ao estudo da marcha humana

2.1.1- Breve definição

A marcha humana é caracterizada por um conjunto de gestos extremamente complexos e característicos do ser humano, que o torna especial e o distingue dos outros bípedes do reino animal.

Embora exista um padrão de movimentos comum na marcha bípede do ser humano, cada indivíduo tem, apesar de tudo, algumas características muito próprias de marcha, quando se analisam variáveis de marcha tais como: o comprimento do passo, velocidade, etc. No entanto, em todos os indivíduos a marcha é executada de forma a obter o menor custo energético possível [8].

A marcha do ser humano consiste numa forma natural de locomoção vertical, caracterizada por uma acção alternada e progressiva dos membros inferiores, mas onde existe um contacto contínuo com a superfície de apoio [9]. Este movimento é voluntário, cíclico e executado pelo ser humano no seu quotidiano, com diversas finalidades [10].

Basicamente, pode definir-se a marcha humana como resultante do exercício de duas habilidades: o equilíbrio e a locomoção. O equilíbrio é essencial para manter a postura erecta e a coordenação sucessiva de movimentos é indispensável para a realização da marcha. Existem ainda outros factores que estão envolvidos no processo da marcha, tais como o sistema músculo-esquelético, o tónus muscular, os sistemas sensoriais, o sistema vestibular e o sistema sensorio-motor [11].

2.1.2- Algumas referências históricas

Descobertas de uma expedição antropológica realizada por etíopes, franceses e norte americanos no vale de L'Afar, indicam que o ser humano marcha há três milhões de anos [12]. Do ponto de vista histórico, o estudo da locomoção humana e as suas aplicações tem as suas raízes na era do paleolítico, aquando das representações de pinturas do homem primitivo em cavernas, onde figuravam homens e animais em movimento. Ao longo dos tempos a observação e estudo da marcha humana foi evoluindo até aos dias de hoje, onde os modernos e sofisticados equipamentos permitem caracterizar e identificar os seus padrões normais e patológicos. Esta evolução possibilitou um enorme incremento na compreensão do movimento humano e no surgimento de intervenções humanas no sentido da correcção de anomalias diagnosticadas [13]. A abordagem mais sofisticada, do ponto de vista técnico-científico, só muito recentemente foi desenvolvida e boa parte da sua evolução aconteceu nos séculos mais recentes.

Na primeira metade do século XIX, Weber [70] realizou um dos primeiros estudos em que utilizou parâmetros quantitativos, temporais e de distância, na caracterização da locomoção humana. O seu trabalho estabeleceu um modelo que permitiu futuros estudos quantitativos.

Já no século XX, mais concretamente nos finais da década de setenta, Marey [14] e Muybridge [15] caracterizaram testes padrão do movimento humano decorrente da locomoção, usando técnicas fotográficas. Muybridge usou uma série de câmaras para fazer uma sucessão de retratos múltiplos aos movimentos de locomoção de animais e seres humanos.

Wilhelm Braune e Fischer Otto elaboraram um estudo, referenciado num trabalho publicado por Andriacchi e Alexander [13], onde abordam a locomoção humana numa perspectiva mais quantificadora. Nesse estudo apresentam medições do movimento dos segmentos corporais, forças comuns e dispêndios energéticos, através de cálculos mecânicos newtonianos. Este trabalho despertou o interesse dos responsáveis militares, na perspectiva de melhorar os movimentos dos militares.

Ainda no domínio das aplicações militares, durante o ano de 1950 surgiu a necessidade de estudar a locomoção humana, com o intuito de tratar e reabilitar os veteranos da II guerra mundial. Este trabalho clássico, realizado por Eberhart [16] e Inman [17] na Universidade da Califórnia, recorreu ao estudo científico da mecânica dos movimentos presentes na locomoção humana.

O primeiro investigador a abordar os movimentos da locomoção animal aplicando as leis da física, foi Borelli [18]. No seu trabalho “*De Motum Animalum*”, reconheceu que as estruturas biológicas complexas podiam ser reduzidas, para simplificar, às construções que estimam as forças presentes nos testes padrão de movimento. Com este estudo foi facilitado o desenvolvimento de modelos biomecânicos representando os movimentos da marcha humana.

Recentemente, a instrumentação e as técnicas computacionais têm contribuído para avanços no estudo da locomoção humana. Um dos exemplos é o notável melhoramento da captação automática do movimento, com a consequente extensão das aplicações à análise dinâmica dos problemas clínicos [13].

2.2- Ciclo da marcha humana

O ciclo de marcha tem início com o apoio do calcanhar de um pé e termina com o novo apoio do calcanhar do mesmo pé [19]. Em cada ciclo existe uma fase de apoio e uma fase de oscilação. A fase de apoio corresponde ao período em que o pé está em contacto com o solo (desde o apoio do calcanhar até à elevação digital) e a fase de oscilação corresponde ao período em que o pé não está em contacto com o solo [20]. Na fase de apoio, os músculos do membro inferior em contacto com a superfície de apoio, que são responsáveis pelo equilíbrio dinâmico, são solicitados. Durante a oscilação o membro inferior que não está em contacto com a superfície de apoio é flectido pelo joelho, avançando para atingir o solo à frente do indivíduo [21].

O ciclo da marcha dura aproximadamente um segundo, sendo que a fase de apoio ocupa entre 51 e 62% do ciclo e ocorre em cadeia cinética fechada. A fase de oscilação, que ocupa entre 38 e 42% do ciclo, ocorre em cadeia cinética aberta [22, 23]. Aliás, Fuente [24] refere que a duração média do apoio de um pé no solo é de aproximadamente 1,25 segundos.

A fase de apoio, por sua vez, pode ser dividida em três períodos: contacto com o solo, apoio médio ou unipodal e propulsão. A propulsão pode ainda ser subdividida em propulsão activa e passiva, tal com é apresentado na figura 2.1 [22]:

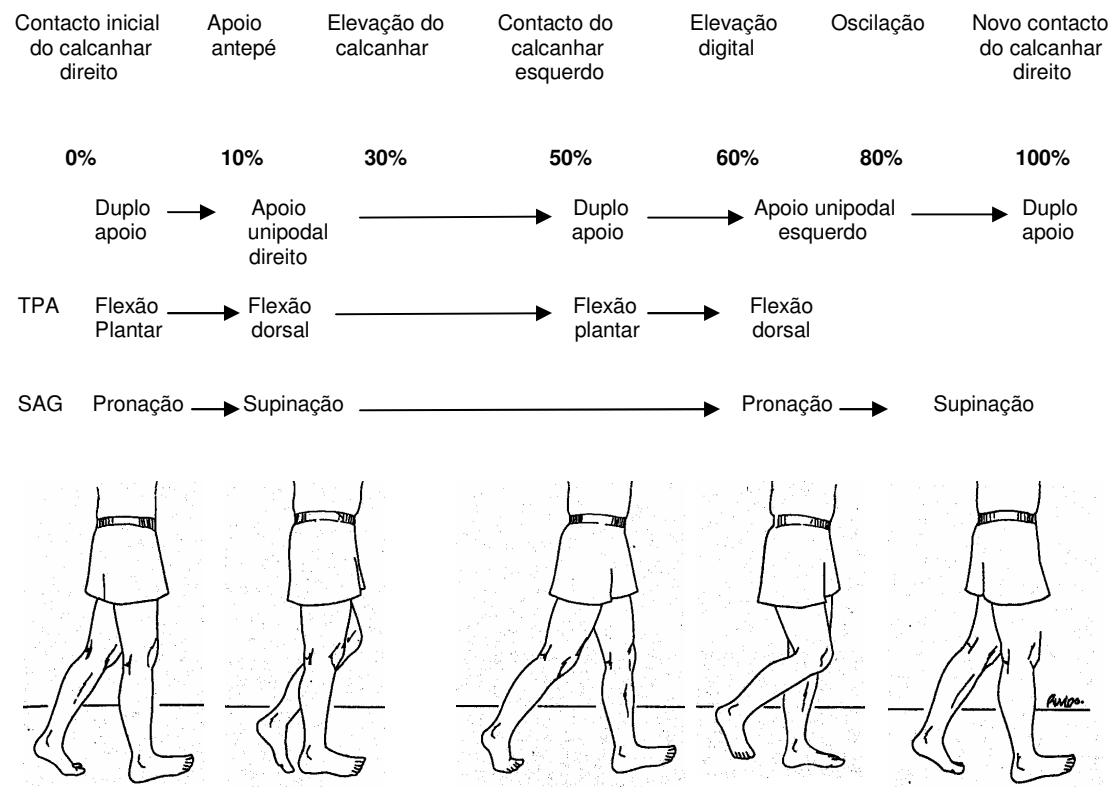


Figura 2.1 - Resumo do ciclo da marcha

O início do período de contacto acontece quando o calcanhar de um pé atinge o solo e termina aquando da elevação digital do pé oposto. Este período, também é denominado duplo apoio inicial, ocupa cerca de 10% do ciclo da marcha e 18% da fase de apoio. As funções essenciais do período de contacto são: a dissipação das forças resultantes do contacto do calcanhar com o solo e a adaptação às irregularidades do solo, tal como é apresentado na figura 2.2 [25]:

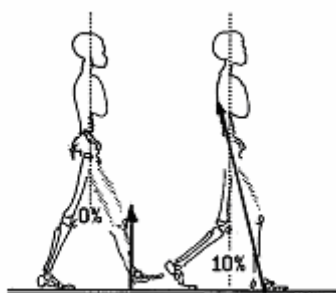


Figura 2.2 – Período de contacto.

No momento em que o calcanhar dum membro inferior contacta com o solo, a acção da força de reacção do solo sobre este provoca a rotação interna de todo esse membro. Na articulação tíbio-perónio-astragalina verifica-se o movimento de flexão plantar, enquanto na articulação subastragalina se realiza o movimento de pronação, associado aos movimentos de flexão plantar e adução do astrágalo [22].

O período de médio-apoio ou apoio unipodal começa logo após a elevação do pé oposto e termina com o início da elevação do calcanhar do pé considerado. Neste período, que ocupa cerca de 20% do ciclo da marcha e 30% da fase de apoio, o peso do indivíduo recai sobre um dos membros, enquanto o outro está em fase de oscilação.

A figura 2.3 apresenta uma ilustração do período de médio-apoio [25].

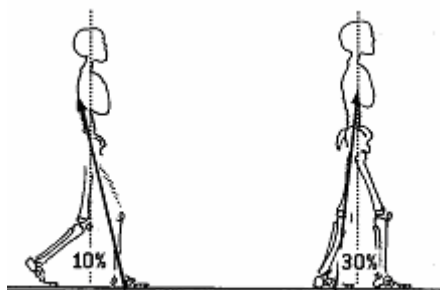


Figura 2.3 – Período de médio-apoio.

O período propulsivo tem início na elevação do calcanhar do pé apoiado e termina com a elevação digital do mesmo pé, podendo igualmente denominar-se de duplo apoio final, tal como é apresentado na figura 2.4 [25].

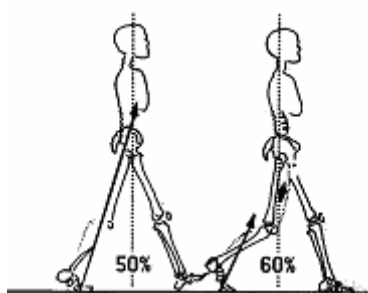


Figura 2.4 – Período propulsivo.

Segundo Valmassy [22], esta fase ocupa cerca de 30% do ciclo da marcha e 50% da fase de apoio. O período propulsivo divide-se em propulsão activa e passiva. A propulsão activa é uma fase de apoio unipodal e ocupa cerca de 20% do ciclo de marcha e 30% da fase de apoio. Este período tem início na elevação do calcanhar e termina quando o calcanhar do outro pé contacta com o solo. A propulsão passiva ocupa aproximadamente 10% do ciclo de marcha e 20% da fase de apoio. É um período de duplo apoio, que começa com o contacto do calcanhar do membro oposto e termina com a elevação digital do pé em causa. Neste período, todo o membro inferior a executar a propulsão está em extensão e realiza uma ligeira flexão. Há um movimento de supinação na articulação subastragalina e de flexão plantar na tíbio-perónio-astragalina.

A fase de oscilação tem início quando se dá a elevação digital do membro de apoio e termina com o contacto do calcanhar do mesmo pé, que ocorre em cadeia cinética aberta. Durante a fase de oscilação, o avanço do membro em oscilação é facilitado pela posição flectida da coxo-femoral e do joelho. A figura 2.5 ilustra uma sequência de etapas que constituem a fase de oscilação [25].

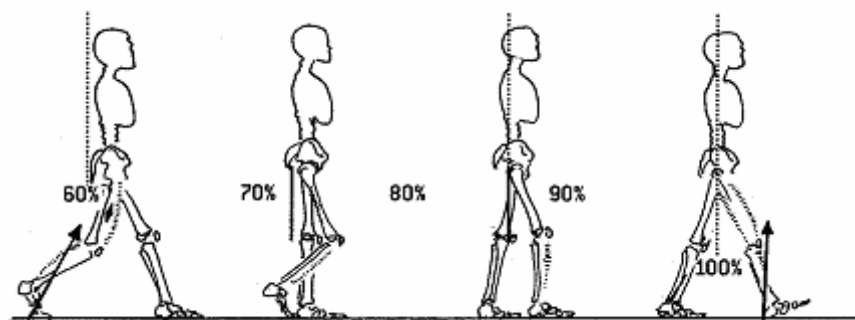


Figura 2.5 – Fase de oscilação.

Ao longo do ciclo de marcha apresentam-se dois períodos de duplo apoio e um de apoio unilateral. Entre o período de duplo apoio inicial e final, temos o período de apoio unilateral. Este período, também denominado de unipodal, inicia-se aquando da elevação digital do membro oposto e termina com o apoio do calcanhar do mesmo. Durante este período, apenas um dos pés está apoiado e a sua duração está relacionada com a capacidade individual de estabilização e suporte. O duplo apoio inicial ocorre aquando do contacto do calcanhar de um membro e a elevação digital do membro oposto. Este período, também, denominado por período de recepção ou de aceitação da carga, consiste na desaceleração do corpo, de forma a proporcionar a estabilidade e suporte por parte do membro que termina a oscilação. O duplo apoio final tem lugar aquando do contacto do calcanhar do membro oposto e a elevação digital do membro de apoio, sendo este o período no qual há a desaceleração do corpo enquanto o peso é transferido para o membro oposto.

Todas as fases de apoio são influenciadas por diversas variáveis dinâmicas, nomeadamente pelas forças internas e externas. A força de reacção do solo (FRS) é a força externa que mais se destaca, tanto nas suas componentes horizontais como na vertical (pressões plantares).

2.2.1- As forças de reacção do solo presentes na marcha

No domínio restrito da Física Clássica o conceito de força é interpretado a partir dos efeitos estáticos e dinâmicos da sua acção. Durante a marcha, um indivíduo exerce sobre o solo uma força cuja intensidade depende de factores intrínsecos (massa do indivíduo) e de factores dinâmicos, isto é, o seu estado cinético. Aplicando a terceira Lei de Newton ao caso em estudo pode-se afirmar que a superfície de apoio devolve uma força de igual magnitude e direcção oposta, denominada força de reacção do solo. Em cada instante da marcha, a direcção e a intensidade dessa força permitem conhecer a solicitação mecânica a que os músculos e as articulações do pé estão expostos [24].

Um dos mais importantes indicadores da sobrecarga mecânica gerada durante a marcha é a força de reacção da superfície de apoio sobre a planta do pé, pelo facto de resultar da resposta à acção traduzida pelo somatório dos produtos da aceleração das massas de todos os segmentos do corpo [20]. Esta força pode ser dividida nas componentes horizontal e vertical. A componente horizontal pode ser decomposta nas componentes antero-posterior e médio-lateral. A 2.6 apresenta o comportamento típico da intensidade de cada uma das três componentes, a um só membro e ao longo de um ciclo de marcha completo [25].

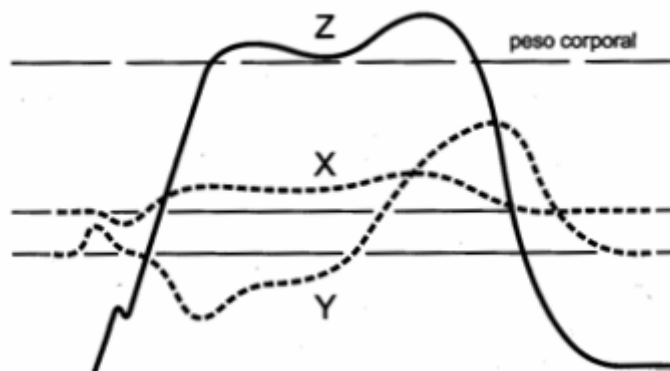


Figura 2.6 – Componentes da Força de reacção do solo: vertical (F_z), antero-posterior (F_y) e médio-lateral (F_x).

À medida que o indivíduo executa a marcha o seu centro de massa desloca-se e, como é previsto pelas leis da Física, as componentes vertical e horizontais do vector força de reacção do solo respondem simétrica e dinamicamente à força exercida pelo indivíduo.

Entre as três componentes da força exercida pelo indivíduo sobre a superfície de apoio a que mais se destaca é a vertical. Este facto resulta da magnitude da componente vertical ser bastante mais elevada que as restantes componentes, sendo esta a maior responsável pela sobrecarga do aparelho locomotor [26].

Para a determinação do ponto de aplicação do vector força, torna-se necessário conhecer o comportamento, ao longo do tempo, das suas três componentes. A análise pormenorizada e a caracterização espacial e temporal da evolução das três componentes da força exercida durante o ciclo de marcha, assim como das correspondentes zonas do pé que contactam com o solo, possibilitam a diferenciação de estruturas patológicas quando comparadas com os padrões normais [20].

Componente vertical da força de reacção do solo

A figura 2.7 apresenta a evolução da componente vertical da força decorrente da marcha de um indivíduo, medindo a acção provocada por um só membro [21].

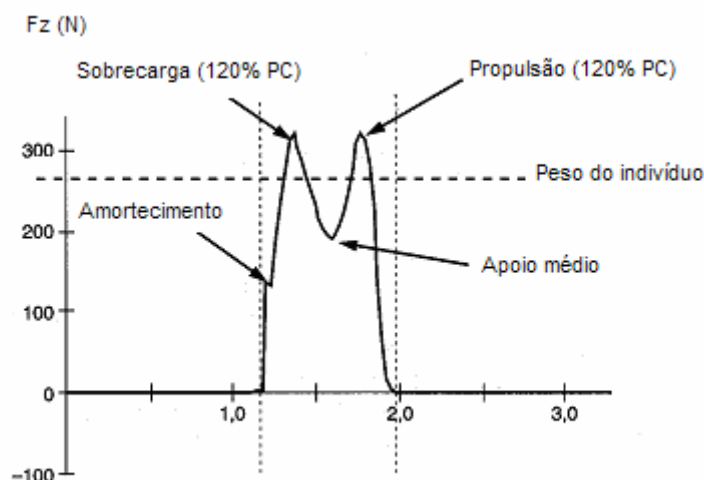


Figura 2.7 – Evolução da componente vertical da força durante o apoio do pé no solo.

Esta componente da força exercida durante a marcha é ilustrada na figura anterior, tem como consequência o correspondente deslocamento vertical do centro de massa do indivíduo. Há autores de estudos realizados à marcha humana que dividem o gráfico anteriormente apresentado em três ou quatro fases. As classificações diferem na definição do número de fases presentes entre os dois máximos apresentados no gráfico anterior (sobrecarga e propulsão). Enquanto, para este intervalo, uns consideram existir uma só fase, outros consideram existirem duas fases, separadas no ponto mínimo intermédio.

Análise das etapas presentes no gráfico da figura 2.7:

I- Quando se dá o contacto do calcanhar com o solo, observa-se uma diminuição discreta da curva ascendente, devido ao amortecimento exercido pelas massas moles da região plantar do calcanhar [24]. Esta reentrância poderá ser mais ou menos acentuada, conforme o grau de maleabilidade dos calcanhares. Pode-se dizer que esta reentrância resulta da absorção energética do choque inicial [27].

II- Quando o calcanhar recebe todo o peso do corpo, acrescido da influência da dinâmica normal da marcha, toda a força exercida se distribui somente nessa superfície de apoio do pé, atingindo uma força equivalente a 120% do peso total do indivíduo, para uma velocidade de marcha normal [21].

III- Durante parte da fase de apoio unipodal, em que o tronco está na posição vertical em relação ao pé de contacto, verifica-se a diminuição da força exercida sobre o solo, até atingir, no caso do gráfico em análise, 80% do peso total do indivíduo [28]. Neste período, o membro inferior em oscilação é lançado para cima, permitindo uma ligeira elevação do indivíduo, que provoca variações da força exercida sobre a superfície de apoio. Estas variações dependem da velocidade de deslocamento da marcha.

IV- Nesta fase, dá-se a propulsão. Analisando o gráfico 2.7, vemos que esta fase se inicia aquando da “saída” do valor mais baixo de força medida, dando lugar a um aumento contínuo até atingir o segundo pico de força. Para o caso da marcha normal, o valor é muito próximo do valor do primeiro pico [29]. Este segmento do gráfico corresponde a uma linha “simétrica” à da descida que antecedeu o ponto de apoio médio.

Componente antero-posterior da força de reacção do solo

Na figura 2.8 está representada a evolução da componente antero-posterior da força exercida durante a marcha de um indivíduo, medindo a acção provocada por um só membro [21].

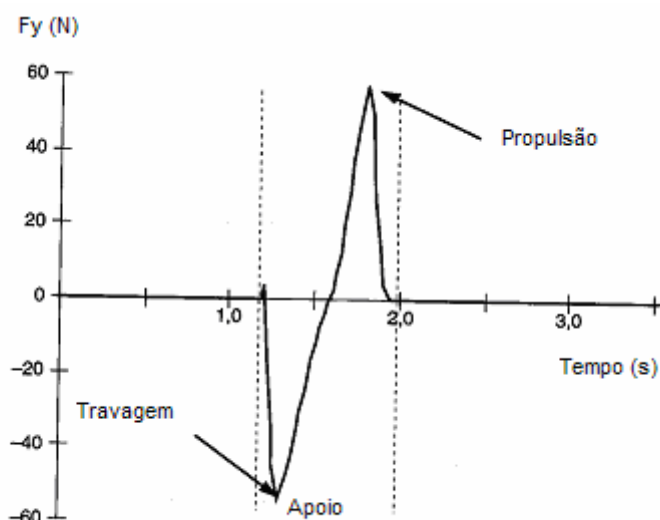


Figura 2.8 – Evolução da componente antero-posterior da força durante o apoio do pé no solo.

De acordo com o que refere Laassel [29], a componente antero-posterior traduz a força exercida na direcção da marcha. Esta componente (F_y), expressa quase a totalidade do efeito provocado pela aceleração presente no ciclo de marcha, remetendo a outra componente horizontal (médio-lateral) para segundo plano. Analisando a evolução da componente antero-posterior é possível verificar que, no momento de acomodação do calcanhar de um membro inferior, há uma aceleração inicial negativa do movimento. Em seguida, dá-se a fase propulsora, onde a aceleração é positiva [30].

Analisando o gráfico da figura 2.8 é possível afirmar que a primeira metade da curva representa a força que o calcanhar, de um dos membros inferiores do indivíduo, exerce sobre a superfície de apoio. Nesta fase, o efeito sentido na superfície de apoio, na direcção antero-posterior, é o de provocar um deslocamento desta no sentido do movimento. Naturalmente que a superfície de apoio reage, aplicando uma força com a mesma intensidade e direcção, mas com sentido contrário. Esta fase é conhecida por fase excêntrica ou positiva ou ainda por fase de “ataque ao solo”.

A segunda metade do gráfico 2.8 representa a força exercida quando o indivíduo aplica uma impulsão, agindo de modo a provocar um deslocamento da superfície de apoio no sentido contrário ao movimento. Esta força dá-se pela reacção concêntrica dos músculos extensores [20]. Os picos de força apresentados no gráfico 2.8 atingem cerca de 20% do peso corporal do indivíduo [20, 28].

Analisando sumariamente o comportamento da componente antero-posterior, verificamos que há deslizamento rápido dos tecidos moles da planta do pé para trás, aquando do contacto inicial do calcanhar com o solo. Em seguida dá-se o deslizamento do calcanhar para a frente, seguido duma mudança de zona de contacto da planta do pé. Nesta fase será a parte posterior da base do pé que estará sujeita aos esforços resultantes da propulsão, provocando uma deslocação no sentido do movimento dos tecidos moles do pé em contacto com o solo. Os deslocamentos dos tecidos moles da base do pé resultam da actuação da força de reacção do solo sobre estes quando lhe é aplicada uma força. O deslocamento que os tecidos moles sofrem tem a mesma direcção e sentido da componente antero-posterior da força actuante sobre o solo.

Componente médio-lateral da força de reacção do solo

A componente médio-lateral (F_x) da força exercida pelos membros inferiores durante a marcha tem direcção perpendicular à direcção de deslocamento e pertence ao plano horizontal. Esta componente é a mais importante na manutenção do equilíbrio do indivíduo durante a marcha, através da migração da localização do apoio do bordo lateral para o bordo medial do pé [29]. A figura 2.9 apresenta a evolução temporal da intensidade da componente médio-lateral da força gerada na marcha, durante o apoio no solo [21].

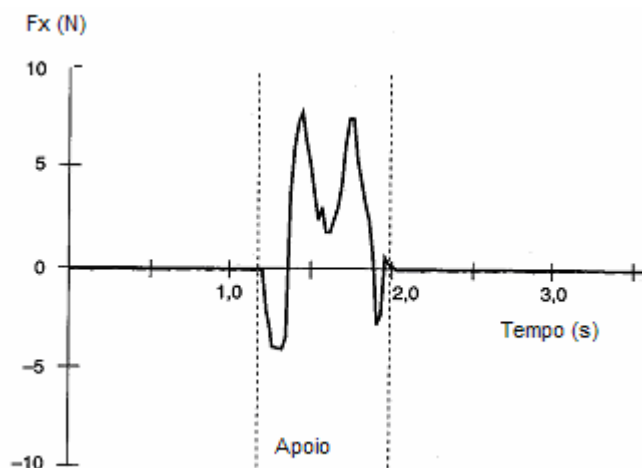


Figura 2.9 – Evolução da componente médio-lateral da força durante o apoio do pé no solo.

A componente médio-lateral e a antero-posterior definem o plano horizontal. Por vezes, referimo-nos às componentes horizontais como sendo as tensões de corte, embora em rigor as grandezas sejam diferentes. O plano horizontal é, por definição, perpendicular ao vector da força gravítica exercida sobre o indivíduo. Só quando o indivíduo caminha sobre um plano inclinado, é que o plano definido pelas componentes antero-posterior e médio-lateral não coincide com o plano horizontal.

Para a marcha normal, a componente médio-lateral apresenta os valores mais baixos de força aplicada, em comparação com os valores das outras componentes. Para a marcha normal, esta componente atinge, no máximo, 10% do peso corporal.

Analisando o gráfico da figura 2.9 vemos que o primeiro pico positivo se deve à pronação do pé e que a fase seguinte se prolonga de 15 a 95% do apoio, onde os valores negativos correspondem à força de supinação [31]. Plas et al [27] evidenciam as seguintes fases no gráfico da componente médio-lateral: uma travagem média no momento de contacto do calcanhar com o solo, dando a entender que o indivíduo se vai desviar lateralmente, e uma força lateral durante quase todo o apoio.

As interpretações que se podem fazer ao comportamento da componente médio-lateral são pouco esclarecedoras, pelo facto de as intensidades medidas serem reduzidas e de elevada variabilidade.

2.2.2- Distribuição das forças de reacção do solo na superfície plantar

Tal como foi anteriormente referido as forças de reacção do solo que actuam na superfície plantar (planta do pé) durante a marcha decompõem-se em três componentes: duas horizontais e uma vertical. A componente vertical assume maior relevo nos estudos até agora efectuados por várias razões. Uma das razões prende-se com o facto dos valores da componente vertical serem bastante superiores aos das duas componentes horizontais. Frequentemente, os valores de pico registados na componente vertical chegam a ser cinco a seis vezes superior aos das componentes horizontais. A outra razão tem a ver com a facilidade com que se caracteriza qualitativa e quantitativamente a componente vertical, contrastando com a dificuldade de construção de dispositivos que caracterizem da mesma forma as componentes horizontais. Digamos que neste último ponto entram questões técnicas. Assim sendo é natural que o estudo da distribuição das forças de reacção do solo na superfície plantar se concentre na componente vertical, isto é, na análise das pressões plantares.

O interesse da análise da distribuição da pressão plantar nos diversos movimentos do pé durante a marcha humana, é evidenciado em alguns estudos [32] uma vez que esta considera a função dos pés, relacionando-a com as respectivas pressões plantares.

Num estudo realizado sobre o padrão de distribuição das pressões plantares gerado na marcha do pé normal [33], constatou-se que todos os metatársicos suportam carga, existindo entre eles um equilíbrio na distribuição de forças. Este equilíbrio varia ao longo das diferentes fases da marcha mas, na prática, considera-se igual para os quatro metatársicos externos e dupla para o primeiro metatarso.

Um outro estudo realizado sobre este tema [27] refere que, quando o peso do indivíduo em marcha incide sobre as regiões anterior e posterior do pé, estas exercem a função de amortecimento. Quando o peso incide sobre o arco longitudinal externo este exerce a função de equilíbrio e propulsão. A rotação do indivíduo, que ocorre no processo de marcha, acontece quando o seu peso incide sobre a primeira articulação metatársico-falângica.

Numa investigação realizada acerca da distribuição da pressão plantar [34], constatou-se que, apesar de toda a região anterior do pé estar em contacto com o solo durante a fase de apoio, a cabeça do primeiro metatarso e o hálux eram os mais solicitados funcionalmente. Segundo Shokes [35], nesta fase a força registada sob a cabeça do primeiro metatarso é de aproximadamente 30% do peso corporal, enquanto a cabeça do segundo metatarso regista valores próximos dos 10%.

Existem ainda outros estudos publicados que abordam a localização de pontos de maior pressão plantar que ocorre durante a marcha. Alguns constataam que os picos de maior pressão se situam no hálux e nas cabeças dos dois primeiros metatarsos [36, 37]. Outros referem que estes picos se situam no calcanhar, na segunda e terceira cabeças metatársicas e no hálux [38]. Há ainda quem identifique os referidos picos somente no calcanhar e na primeira cabeça metatársica [39].

Através da análise biomecânica, Sacco [40], Ávila e Hadlich [41] concluíram que, durante a marcha, os valores mais elevados de pressão em ambos os pés ocorrem na região do calcanhar, hálux, segunda e terceira cabeças metatársicas.

Estes e outros estudos realizados a esta problemática revelam um predomínio dos picos de pressão plantar nas regiões anteriores do pé, que poderão resultar da maior magnitude de forças presentes nessas regiões durante a fase de propulsão da marcha [31].

Todos os estudos até agora apresentados indicam que se deve estar particularmente atento aos picos de pressão presentes em determinadas zonas da planta do pé, tais como: calcanhar, cabeças dos metatarsos e hálux. No entanto, no que respeita aos dados recolhidos neste trabalho, não é de descuidar a análise a picos de pressão que possam eventualmente aparecer noutras zonas.

2.3- Dispositivos usados no estudo da marcha

A concepção de dispositivos que permitam o estudo mais específico e quantificável da marcha humana tem uma história com pouco mais de meio século. A análise moderna da marcha teve início com os trabalhos realizados por Inman e Eberhart [42] na década de cinquenta do século passado e passou a ser usada como ferramenta de uso clínico através dos esforços pioneiros de Perry e Sutherland [42]. Estes conseguiram demonstrar o valor clínico da relação entre a função dos músculos e as fases do movimento presentes no ciclo de marcha.

Hoje em dia, existem tecnologias e dispositivos que permitem analisar de uma forma mais pormenorizada e específica, muitas das situações e patologias que outrora se pensavam impossíveis.

Os dispositivos de que dispomos na actualidade para analisar a marcha humana são as câmaras de vídeo, os electrogoniómetros, os dispositivos de medição temporal da marcha, os sensores electromiográficos, as palmilhas transdutoras de pressão plantar e as plataformas de força [42].

Tanto as câmaras de vídeo como os electrogoniómetros são dispositivos de medição de movimento. As câmaras de vídeo são úteis para captar e seguir o movimento em determinados pontos do indivíduo, assinalados com marcadores brilhantes. Os electrogoniómetros são dispositivos electromecânicos que permitem medir a amplitude de movimento das articulações, nomeadamente na zona do joelho.

Quanto aos dispositivos de medição temporal da marcha, pode dizer-se que estes dispositivos se destinam a medir aspectos importantes da marcha, tais como: a cadência e a duração da marcha, os tempos de oscilação e de contacto (com o solo) do pé, entre outros. Um exemplo destes dispositivos é o *footswitch* (interruptor do pé). Existem dois tipos de *footswitch*: os *compression closed* e os *FSR (force sensitive resistor)*.

Os sensores electromiográficos são, como a própria designação o diz, usados para obter dados electromiográficos sobre os músculos que actuam durante a marcha. Estes eléctrodos tanto podem ser de contacto interno como externo (com a massa muscular), isto é, intramuscular ou de simples colagem à superfície da pele.

Por último falta referir os dispositivos que foram usados neste trabalho e que são abordados nesta tese: as palmilhas transdutoras de pressão plantar e a plataforma de forças. Ambos os dispositivos são dinamométricos e, tal como o nome indica, medem valores de força. No caso das palmilhas, a grandeza medida é a componente vertical da força exercida pela planta do pé sobre a superfície de apoio, embora os valores apresentados sejam os de pressão. Quanto à plataforma de forças, esta apresenta as três componentes dessa mesma força e do respectivo momento. No entanto, convém referir que têm surgido recentemente outros dispositivos, para utilização na análise de marcha, quer dinamométricos, quer de outros tipos.

Ainda na linha dos dispositivos dinamométricos, pode-se mencionar um estudo relativamente recente sobre o uso de um dispositivo (protótipo) na avaliação das três componentes da força gerada na marcha [5]. Esse dispositivo é um sistema apelidado de *SIGS (Shoe-Integrated Gait Sensors)* e consiste num sapato que dispõem de sensores

colocados na parte superior da sola e num dispositivo colocado e acoplado à parte posterior do sapato, composto por um sistema de processamento e transmissão de sinal. Estes sensores estão dispostos de forma a medir as três componentes da força e estão em contacto directo com a planta do pé quando o indivíduo tiver o sapato calçado. Este sistema contém dois tipos de sensores: *PVDF* (*Polyvinylidene Fluoride*) e *FSR*. A figura 2.10 apresenta uma fotografia dum protótipo e um esquema com os componentes e características deste sistema numa forma sucinta [5]:

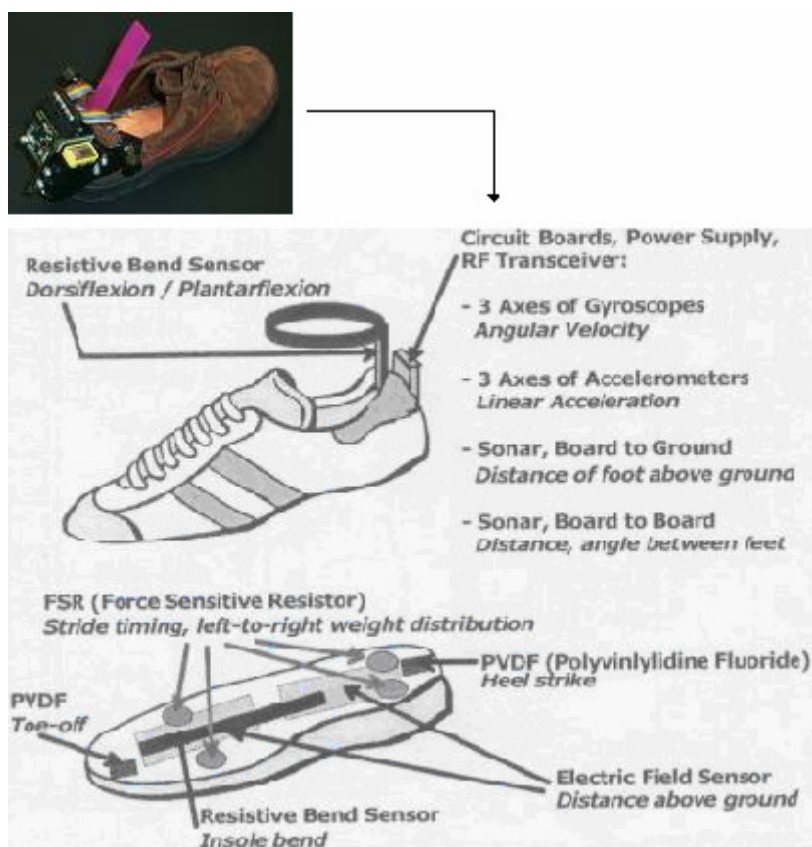


Figura 2.10 – Fotografia e esquema do protótipo SIGS.

Este sistema, que ainda se encontra em fase de desenvolvimento, constitui um passo importante para a construção dum sensor com as características exigidas. No entanto, este ainda não é um sistema que nos permita obter um padrão rigoroso de distribuição das componentes horizontais da força aplicada na planta do pé durante a marcha.

2.3.1- Palmilhas transdutoras de pressão plantar

A maioria dos sistemas de avaliação da pressão plantar disponíveis no mercado consiste essencialmente nestes três dispositivos: *Emed Sensor Platform*, *F-Scan System* e *Pedar Insole System*. Em todos estes sistemas, as frequências de amostragem do sinal obtido situam-se entre os 50 e 100 Hz. Este intervalo de frequências foi definido em estudos elaborados à marcha humana, onde se constatou que as frequências se deveriam situar entre os 45 e os 100 Hz [43]. Mais tarde, num outro estudo realizado para determinar a frequência adequada para o uso das palmilhas da *Pedar Insole System* no estudo da marcha em indivíduos saudáveis, considerou-se que era de 50 Hz [44].

Segundo alguns autores de estudos realizados sobre palmilhas instrumentadas, as mais adequadas para o estudo da marcha humana são as da *Pedar Insole System* [45].

Existem vários estudos de comparação dos valores da componente vertical da força gerada durante a marcha, usando uma plataforma e um sistema de palmilhas. Na maioria das vezes, estes estudos destinam-se a usar a plataforma como elemento de calibração das palmilhas [46, 47].

Existe um estudo cujo objectivo específico é apurar a fiabilidade das palmilhas da *Pedar Insole System*, comparando os valores da componente vertical medidos na plataforma de forças *Kistler* com o das palmilhas da *Pedar* [46], onde é possível constatar o rigor das medições efectuadas com as palmilhas.

O sistema de palmilhas da *Pedar Insole System* permite analisar quantitativa e qualitativamente a informação recolhida. A nível qualitativo, este sistema caracteriza a distribuição das pressões plantares, a sua evolução temporal e espacial, localizando as áreas de maior pressão, os picos de pressão e o percurso do centro de pressão. A nível quantitativo, permite obter os valores de pressão máxima e média por cada sensor, força máxima e média gerada pelo apoio e ainda a área de contacto.

Assim sendo, pode afirmar-se que o sistema de palmilhas é um instrumento de grande utilidade para a avaliação da distribuição plantar, em termos de identificação da função ou disfunção dos pés [28].

Analisando os parâmetros que o sistema das palmilhas permite determinar, é possível verificar que este apresenta vantagens no estudo da marcha relativamente à plataforma de forças. Uma das vantagens reside no facto de poderem ser colocadas no interior do calçado, eliminando a possibilidade de errar o alvo a estudar e permitindo a recolha bilateral e ambulatoria dos dados.

Em estudos realizados com as palmilhas transdutoras sobre a marcha humana [48], constatou-se que os valores das pressões plantares obtidas com as palmilhas por cima das meias, em comparação com os valores obtidos com as palmilhas em contacto directo com a pele, eram significativamente mais baixos. Assim sendo, recomenda-se o uso das palmilhas em contacto directo com a pele para uma melhor avaliação das pressões plantares geradas na marcha.

No entanto, as palmilhas transdutoras de pressão plantar também apresentam algumas limitações, tais como: precisão e fiabilidade das medições inferiores à dos dados fornecidos pela plataforma de forças, fragilidade e pouca resistência mecânica (danificam-se com facilidade) e ainda o facto de as palmilhas poderem ficar curvadas no interior do calçado [49, 50]. Outra desvantagem do sistema das palmilhas, relativamente à plataforma, consiste na impossibilidade da medição das componentes horizontais da força. Esta limitação será eliminada quando existirem palmilhas ou outros dispositivos com características semelhantes, que permitam medir as três componentes da força (2 horizontais e 1 vertical).

2.3.2- Plataforma de forças

A plataforma de força é um dispositivo muito importante para a medição dos parâmetros cinéticos gerados na marcha, resultantes da interacção entre o pé e a superfície de contacto. Este dispositivo apresenta vantagens e desvantagens se comparado com os demais. As principais vantagens são: a simplicidade dos procedimentos de medição, a apresentação directa dos resultados em tempo real, elevada fiabilidade e precisão dos mesmos e a determinação completa do vector força gerado durante os apoios. Relativamente às desvantagens há a referir o facto de a área

de medição ser limitada, o relativo condicionamento da forma como essas medições deverão ocorrer e o elevado custo do dispositivo. Há ainda limitações que se detectam numa análise mais pormenorizada dos dados obtidos pela plataforma. Este dispositivo apresenta a força actuante como sendo um vector, com um ponto de aplicação, uma direcção e sentido e apresenta ainda o respectivo momento, mas é insensível ao padrão de distribuição das pressões na zona de contacto [51]. Regra geral, complementa-se a plataforma com o uso de palmilhas, ou outros dispositivos, que sejam sensíveis ao padrão de distribuição de pressões, podendo ainda incluir-se dispositivos sensíveis às tensões de corte geradas na marcha, tal como o usado no estudo apresentado nesta dissertação.

Ainda relativamente à plataforma de forças, deve mencionar-se o facto de esta ser embutida no solo devidamente nivelada com a superfície, embora não deva estar em contacto com nenhum apoio além dos instrumentados [52]. Para que os dados recolhidos numa plataforma de força sejam válidos, o apoio deverá ser realizado totalmente sobre a plataforma e apenas pode colocar-se um apoio sobre a mesma, tal como é apresentado na figura 2.11 [29]:

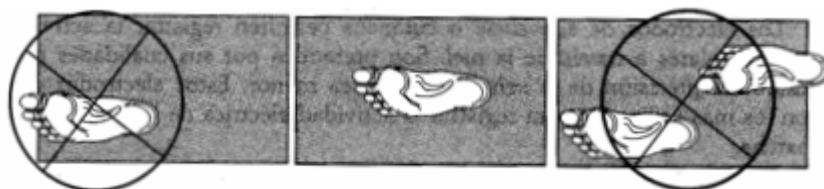


Figura 2.11 – Validação do apoio sobre a plataforma de forças.

O peso do indivíduo pode ser calculado a partir da plataforma de forças. Para isso, o indivíduo coloca os apoios na plataforma e assume uma posição vertical e estática (ortostatismo).

Basicamente, pode-se classificar as plataformas de força existentes no mercado pela natureza dos sensores que as incorporam: as piezoeléctricas e as de extensómetros (*strain gauge* - transdutores de deformação mecânica). Enquanto as plataformas da *Kistler* usam sensores piezoeléctricos (cristais de quartzo), as da *AMTI* e da *Bertec* usam extensómetros eléctricos [42].

2.4- Breves noções sobre a marcha dos neuropatas diabéticos

2.4.1- A neuropatia diabética

Entre as variantes patológicas da Diabetes Mellitus, a neuropatia diabética é a complicação mais frequente e a sua prevalência aumenta com o tempo de evolução da Diabetes Mellitus e a idade do paciente [53, 54]. Praticamente todos os diabéticos com dez a quinze anos de evolução têm alguma evidência de neuropatia [54].

A neuropatia diabética pode afectar qualquer parte do sistema nervoso, com a possível excepção do cérebro. Em casos extremos, esta patologia pode constituir uma causa de morbilidade. São reconhecidos diferentes síndromas, podendo verificar-se a presença dos vários tipos de neuropatia diabética no mesmo indivíduo [55].

Duma forma sucinta, pode dizer-se que a neuropatia diabética manifesta-se nas seguintes diferentes formas clínicas: mononeuropatia e polineuropatia diabéticas e neuropatia diabética autónoma.

A mononeuropatia diabética caracteriza-se por elevado grau de reversibilidade espontânea, habitualmente durante um período de várias semanas [55]. Esta pode dividir-se em paralisia dos pares cranianos, radiculopatia, monopatia periférica e amiotrofia diabética [53].

A polineuropatia diabética é a forma clínica mais comum e de aparecimento mais lento e progressivo. Caracteriza-se pelo aparecimento de dor, parestesias, alteração da sensibilidade superficial e profunda, com consequências nos reflexos tendinosos e da marcha.

A neuropatia diabética autónoma surge, na maior parte dos casos, em diabéticos com longa evolução e associada a outras complicações (retinopatia e nefropatia). Manifesta-se através de complicações gastrointestinais (diarreias, alternando com obstipação e continência) e genitourinárias (bexiga neurogénica e disfunção erétil), cardiovascular (taquicardia em repouso, arritmia sinusal, e ausência de dor no enfarte agudo de miocárdio), reacção pupilar lenta, alteração na sudorese (diminuição da sudorese nos membros inferiores, compensado com o aumento desta no tronco) e hipotensão ortostática (associada a náuseas, debilidade, vertigens e síncope) [55, 53].

A detecção precoce da neuropatia diabética é importante para a prevenção do pé diabético, prevenção de complicações na neuropatia autónoma e permite melhorar a qualidade de vida se for adoptado um tratamento sintomático oportuno [53].

2.4.2- O pé diabético

O pé diabético consiste numa alteração clínica de base etiopatogénica neuropática e induzida por hiperglicémia mantida, com ou sem coexistência de isquemia e com desencadeante traumático prévio, produzindo lesões ou ulcerações no pé [54].

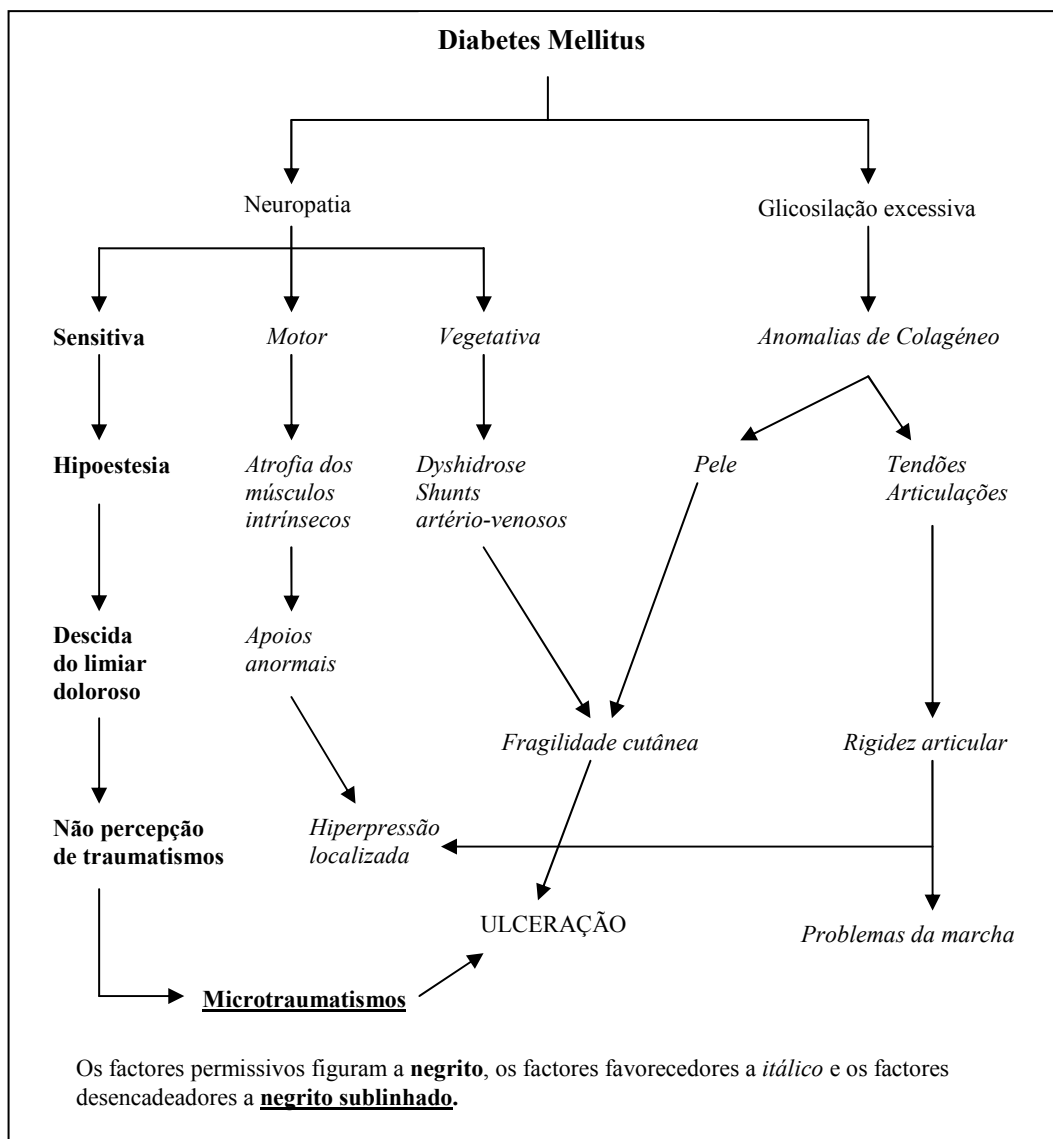
Um outro estudo [55] refere que as lesões ou úlceras do pé parecem ocorrer principalmente devido à distribuição anormal da pressão plantar e só depois, devido à neuropatia diabética, sendo agravada a situação caso existam deformações nos pés. Segundo Vannereau e Richard [56], existem factores que conduzem ao surgimento de lesões ou ulcerações no indivíduo com a patologia do pé diabético. Esses factores são os permissivos, os desencadeadores e os favorecedores.

Os factores permissivos resultam da perda de sensibilidade e alteração do limiar doloroso, cujo agravamento conduz à perda de percepção dos traumatismos que provocam as ulcerações.

Os factores desencadeadores dizem respeito à neuropatia motora, que afecta os músculos intrínsecos da marcha, tendo como consequência a realização de apoios anormais ao longo da locomoção. Esta situação propicia o surgimento de picos de pressão mais elevados, que mais tarde conduzem a lesões ou ulcerações do pé. Ainda em consequência destes factores há alterações fisiológicas e fisionómicas que ocorrem em certas zonas do pé, nomeadamente o aumento da fragilidade cutânea e alterações dos tendões, com consequências na marcha.

Quanto aos factores favorecedores, há a referir que estes dizem respeito a todos os micro traumatismos resultantes dos dois factores anteriormente apresentados.

O quadro 2.1 apresenta os factores de risco de ulceração do pé em diabéticos [56].



Quadro 2.1 – Factores de risco de ulceração do pé em diabéticos.

O uso de calçado adequado é indispensável, uma vez que as úlceras podem ser uma consequência da formação de bolhas nos pés de pacientes com menor défice sensorial, que os impede de reconhecer a sensação de dor [55].

Segundo Wagner [53], as lesões ou úlceras do pé diabético podem ser classificadas em seis graus de gravidade, tal como é apresentado no quadro seguinte:

Grau	Gravidade da lesão
0	não existem lesões, mas trata-se de um pé de risco (calos, fissuras, hiperqueratose)
1	úlceras superficiais que costumam aparecer na superfície plantar, na cabeça dos metatarsianos ou nos espaços interdigitais
2	úlceras profundas que penetram no tecido celular subcutâneo, atingindo tendões e ligamentos (não há atingimento ósseo, nem abscesso)
3	úlceras profundas acompanhadas de celulite, abscesso ou osteíte
4	gangrena localizada geralmente no calcanhar, dedos ou zonas distais do pé
5	gangrena extensa

2.4.3- Efeitos da neuropatia diabética na marcha

Para Debrunner, Hennig e Cavanagh, a diferenciação entre os padrões de marcha patológica e normal, pode ser realizada através da análise das variáveis do passo durante a fase de apoio [57].

As alterações da marcha podem ser devidas a múltiplas causas, como consequência dos diversos sistemas anatómicos implicados na deambulação. As doenças cerebrais focais, miopatias severas, doenças cerebrais e neuropatias periféricas, provocam alterações na marcha características, cujo diagnóstico é fácil de obter.

Num estudo realizado sobre os efeitos da neuropatia periférica na marcha em pacientes diabéticos [58], verificou-se a existência de alterações nos parâmetros da marcha. Foi possível verificar que estas alterações facilitavam os ferimentos do pé, contribuindo para a ulceração frequente deste.

Para a identificação de indivíduos com risco evolutivo da neuropatia em indivíduos diabéticos, os exames vasculares, testes neurológicos, avaliação da força de reacção do solo e da distribuição de pressão plantar, são os mais indicados para a prevenção de ulcerações da planta do pé. Este conjunto de exames e avaliações tem como objectivo prevenir amputações parciais ou totais do membro inferior em causa [31].

Nos estudos realizados com diabéticos, a medição dinâmica das forças actantes no pé durante a marcha e das respectivas distribuições de pressões plantares, têm demonstrado ser meios extraordinários para a prevenção, diagnóstico e tratamento dos indivíduos com neuropatia diabética, portadores do pé diabético [31].

Segundo Boulton [59], os diabéticos com neuropatia perdem a sensibilidade à dor, motivo pelo qual não se apercebem das altas pressões que ocorrem durante a marcha, resultando em lesões que agravam a sua patologia.

Num outro estudo [60], foi abordada esta problemática através da quantificação da pressão plantar durante a marcha de indivíduos diabéticos com lesões nos pés. Nestes exames, os pacientes caminhavam com os pés descalços sobre um dispositivo óptico onde se avaliava a evolução da área de contacto no apoio. Verificou-se que as ulcerações coincidiam com as zonas de maior pressão.

Outro estudo de Boulton [61] refere que, mesmo em indivíduos com grande massa corporal, as pressões plantares não são anormais e podem apresentar resultados completamente aceitáveis.

Quer Duckworth [62], quer Cavanagh [63] constataram que, durante a marcha dos sujeitos analisados, os picos de pressão estavam localizados nas duas primeiras cabeças dos metatarsos e hálux.

A análise da marcha fornece dados precisos, não só para o diagnóstico, como para o estabelecimento de terapêuticas desde que se obtenham dados quantitativos. Neste caso pode ser avaliado o progresso do paciente e, consequentemente, verificada a eficácia dos programas prescritos para a reabilitação [64].

Segundo um estudo realizado por Knakfuss, Rosenbaum e Gomes [41] sobre o comportamento das pressões plantares em ambos os pés durante a marcha, concluíram que os valores mais altos de pressão se registam nas regiões do calcâneo, segunda e terceira cabeças metatársicas e no hálux.

Com base em alguns estudos clínicos e biomecânicos efectuados aos efeitos da marcha em diabéticos padecendo de neuropatia, em termos de surgimento de lesões e ulcerações, verificou-se que estas surgiam nas zonas da planta do pé, que durante a marcha eram submetidas a maior esforço vertical. Verificou-se ainda que estas zonas coincidem também com as zonas de maior valor das componentes horizontais [6].

Alguma literatura aborda os aspectos clínicos da neuropatia diabética, afirmando aquilo de que se suspeitava desde que se começou a estudar os efeitos podológicos desta patologia, isto é, que a perda de sensibilidade nos membros inferiores faz surgir lesões e ulcerações nos mesmos [65]. Existem ainda estudos que correlacionam a neuropatia diabética com a redução da velocidade de execução da marcha, em comparação com indivíduos saudáveis [1].

Desde o início dos estudos biomecânicos realizados aos efeitos sobre a marcha nos neuropatas diabéticos, que os investigadores utilizam preferencialmente os sistemas de medição de pressão plantar [66, 67]. Há algum tempo que a componente vertical da força exercida pelo pé na superfície de apoio é tida como a principal responsável no surgimento de lesões, ulcerações que, em situações extremas, conduzem a amputações parciais ou totais dos membros inferiores. No entanto, nos últimos anos passou-se a ter em conta outros factores como, por exemplo, as componentes horizontais da força. Aliás, em determinados estudos passou-se a ter em conta o efeito combinado da componente vertical e das componentes horizontais [2, 3]. Um desses estudos mediu os valores gerados pela componente vertical e pelas horizontais em indivíduos diabéticos neuropatas [3]. Verificou-se que as lesões e ulcerações surgiam nas zonas da planta do pé onde ocorriam simultaneamente os picos de amplitude da componente vertical e das componentes horizontais, embora em instantes diferentes do ciclo de marcha.

3- Estudo da marcha do neuropata diabético

Nesta parte do trabalho, tal como foi mencionado no subcapítulo 1.3 (estrutura da tese), estudamos a marcha do neuropata diabético, comparando os dados de uma amostra de três indivíduos com esta patologia com outra de três indivíduos saudáveis (amostra de controlo). Esses dados são os recolhidos pela plataforma de forças e pelo sistema de palmilhas. Este estudo pretende analisar os dados provenientes destes dois dispositivos separadamente, dividindo-se em duas partes. Na primeira parte analisamos os dados recolhidos pela plataforma de forças e na segunda analisamos os dados recolhidos pelo sistema de palmilhas.

A análise dos dados da plataforma de forças divide-se em duas fases. Na primeira fase, pretendemos elaborar curvas médias e o respectivo desvio padrão de cada uma das três componentes da força gerada pela marcha, quer numa perspectiva individual, quer na de comparação dos dados dos dois grupos: o de controlo e o de pacientes. Esta parte do estudo foi conseguida através da elaboração de algoritmos adequados aos propósitos no programa *MATLAB 7.0*. Estes algoritmos visavam todo o tratamento necessário dos dados fornecidos pela plataforma de forças, aplicando-lhes as operações necessárias de forma a obedecer aos seguintes requisitos: os dados teriam de ser apresentados na forma de gráficos, com o eixo das ordenadas a apresentar os valores de força normalizados ao peso e o das abcissas a apresentar somente o intervalo de tempo de ocorrência do contacto do pé do indivíduo com a plataforma de forças, apresentado em formato normalizado. Para além da satisfação destes requisitos, os algoritmos também tiveram de operar os sinais das três componentes (vertical, antero-posterior e médio-lateral), retirando-lhes a componente contínua e utilizando um filtro de Butterworth de quarta ordem (filtro passa baixo), de forma a eliminar o ruído de alta frequência. Com estes algoritmos elaboraram-se gráficos com curvas médias de quinhentos pontos e respectivos valores de desvio padrão em cinquenta pontos.

Na segunda fase da análise dos dados da plataforma de forças, foram elaboradas duas tabelas, apresentando os valores relativos e absolutos de força aplicada e respectivos instantes de tempo, onde os intervalos de tempo apresentados nos gráficos referem-se somente aos períodos de contacto do pé do indivíduo com a plataforma de forças. Estas tabelas foram elaboradas com o objectivo de comparar os dados recolhidos do grupo de pacientes com os do grupo de controlo, usando o teste t-student do programa *SPSS 13.0*. Uma tabela apresenta todos os dados recolhidos dos ensaios com um pé a pisar a plataforma de forças, enquanto a outra apresenta os correspondentes ao outro pé. Com este teste, obtivemos os valores médios e respectivos desvios padrões dos valores de força e tempo apresentados na tabela, bem como uma referência aos valores em que “p” é inferior a 0.05. Este parâmetro (“p”) resulta da comparação dos dados dos dois grupos e quando este tem um valor igual ou inferior a 0.05, significa que há diferenças significativas entre os valores dos dois grupos em comparação.

Na segunda parte será feita uma análise podobarométrica da marcha dos indivíduos, analisando os dados recolhidos pelo sistema de palmilhas, focando o interesse na palmilha do pé a pisar a plataforma de forças num dado ensaio. O objectivo consiste na elaboração de gráficos para apurarem quais são as células dessa palmilha, entre o role de noventa e nove que a compõe, que registam os valores mais elevados de pressão nos seis instantes específicos contidos no período de tempo em que o indivíduo pisa a plataforma de forças. Esses seis instantes correspondem a dois pontos específicos das três componentes da força gerada na marcha, mais concretamente os pontos 2 e 4 das componentes vertical e médio-lateral e os pontos 1 e 3 da antero-posterior,

apresentados nos quadros 3.1 e 3.2 do capítulo 3. Os pontos 2 das componentes vertical e médio-lateral e o 1 da componente antero-posterior correspondem aos primeiros picos das respectivas componentes, enquanto os pontos 4 das componentes vertical e médio-lateral e o 3 da antero-posterior correspondem aos segundos picos das mesmas. Portanto, cada uma das seis passagens dos seis indivíduos em análise gera três pares de valores de pressão que, depois de normalizados ao peso do indivíduo, serão considerados para aferir quais as cinco células com os maiores valores acumulados em cada um desses seis instantes. Essa acumulação de valores acontece pelo facto de se anotarem, para cada um desses instantes, quais são as células com os valores mais elevados de pressão ao longo dos nove ensaios efectuados pelos três elementos do grupo em análise para um dado pé a pisar a plataforma de forças. Naturalmente, repete-se o mesmo procedimento para os ensaios efectuados com o outro pé dos mesmos indivíduos. Todo este processo é repetido para os dados dos ensaios dos indivíduos do outro grupo, como seria de esperar.

A análise podobarométrica, para além dos gráficos que apresentam as células mais solicitadas nos seis instantes específicos anteriormente abordados, também apresenta um esquema do sistema de palmilhas com a representação dessas células. Nesta análise é igualmente apresentada uma tabela com os valores médios das diferenças temporais entre os primeiros picos das três componentes, bem como as existentes entre os segundos picos.

Para efectuar a análise podobarométrica recorreremos às imagens obtidas na versão do programa que faz parte do sistema de palmilhas Pedar (pedar-x Expert 11.3.12), usado para análise dos dados provenientes das palmilhas. Com esta versão do programa é possível consultar ficheiros gravados, visualizando o padrão de distribuição de pressões presente na planta do pé resultantes da marcha. Essa visualização pode ser feita em três formatos distintos: o volumétrico de intensidade (3D), o colorimétrico por zonas e o colorimétrico por células. Embora todos eles sejam igualmente importantes para a visualização do referido padrão, escolhemos o colorimétrico por células, porque este assinala o valor de pressão em cada uma das noventa e nove células que compõem a palmilha. Por ordem crescente de valores de pressão, o padrão de cores começa na cor preta, passa pelo azul-escuro, azul-claro, verde, amarelo, vermelho e termina no rosa, como a cor correspondente ao máximo de pressão que este dispositivo consegue medir.

3.1- Material e método experimental

3.1.1- Material utilizado

Os dispositivos usados nesta parte do trabalho são os que nos permitem fazer um estudo biomecânico de acordo com os objectivos a que nos propomos. Os dispositivos são os seguintes:

- dois computadores
- uma plataforma de forças
- um amplificador
- um conversor analógico-digital (A/D) *Biopac* de 16 bits
- uma unidade de interface *Biopac UM100*
- um sistema de palmilhas transdutoras de pressão plantar

Com estes dispositivos, pudemos obter os valores das componentes horizontais (médio-lateral e antero-posterior) e vertical da força gerada numa superfície ao longo da marcha e ainda o padrão de distribuição de pressões plantares.

A plataforma de forças usada neste trabalho foi a *Bertec AM 4060-15* (60 cm de comprimento por 40 cm de largura e 15 cm de espessura). Esta plataforma é composta por transdutores de carga do tipo “*strain gauge*”, que medem as três componentes ortogonais da força actuante na plataforma (F_x , F_y e F_z) e as correspondentes componentes do momento dessa força (M_x , M_y e M_z). Foi com este dispositivo que adquirimos os valores das três componentes da força gerada na marcha.

Os dados adquiridos na plataforma são amplificados (ganho de 10 para as componentes horizontais e 5 para a vertical, com filtro passa-baixo de 1KHz), em seguida vão para a unidade conversora A/D e finalmente são recolhidos e apresentados no computador, usando os programas (software) *Acqknowledge 3.2.5* e do *Matlab 7.0*. A frequência de amostragem do sinal da plataforma é de 1KHz. A figura 3.1 apresenta um esquema simplificado das conexões entre os dispositivos usados neste estudo.



Figura 3.1 – Esquema das relações entre plataforma, sistema de palmilhas e restante material.

As palmilhas usadas neste trabalho são as da *Pedar Insole System*, com três tamanhos diferentes disponíveis (cor bege: U-7031-698r castanhas claras: V-11811-1182r e azuis: W-11151-1114r). Este sistema de palmilhas transdutoras é composto por palmilhas flexíveis com noventa e nove sensores capacitivos, com áreas cuja variação máxima relativamente à área média é de aproximadamente 2,5%. O formato das palmilhas corresponde ao da planta do pé humano. O sistema de palmilhas é composto pelo transformador, palmilhas, cabos de ligação, módulo de tratamento (que contém o conversor A/D) e transmissão do sinal (via wireless), dispositivo de recepção do sinal e comunicação com o computador (pendisk) e respectivo software de controlo, aquisição e visualização dos dados e ainda as fitas de velcro. Estas permitiram ajustar os cabos eléctricos de ligação das palmilhas às pernas do indivíduo para lhe proporcionar uma marcha o mais normal possível. Neste equipamento podia-se optar por adquirir sinais a 50 ou 100 Hz. Neste trabalho optou-se por adquirir sinais a 50Hz com este sistema de palmilhas, medindo-se os valores da componente vertical em cada um dos seus sensores e permitindo ainda obter o padrão de pressões plantares da marcha.

A aquisição de dados da plataforma de forças e do sistema de palmilhas não dispunha de nenhum mecanismo de sincronismo automático que permitisse a aquisição simultânea dos mesmos. No entanto, como existem eventos que quantitativamente e qualitativamente permitem a identificação dos momentos de sincronismo, é possível com uma margem de erro satisfatória, uma análise sincronizada dos dados. O erro associado, atendendo às diferenças de amostragem entre os sistemas (50Hz nas palmilhas e 1KHz na plataforma de forças), será próximo a um sistema sincronizado, atendendo a que tirando o momento inicial, onde estaria a mais-valia, a partir daí existem sempre erros de decisão devido às diferenças das janelas de amostragem. Esses erros surgem quando se faz o ajuste manual de sincronismo dos dados adquiridos, sendo exigível que esse erro seja inferior à resolução do sistema com menor resolução temporal, isto é, o sistema de palmilhas.

3.1.2- Método experimental

Requisitos experimentais

A amostra total de indivíduos contemplou os objectivos de estudo de três dissertações de mestrado, tal como foi apresentado no subcapítulo 1.2 desta tese. Embora existisse um tronco comum em termos de tema e objectivo de estudo, havia algumas diferenças nas amostras e na abordagem dos resultados que são específicos para cada caso. Assim sendo, a amostra totalizou trinta e três indivíduos subdivididos em três categorias: diabéticos, neuropatas diabéticos e indivíduos saudáveis (grupo de controlo). No entanto, a amostra necessária ao presente estudo é somente de três neuropatas diabéticos e três elementos de controlo.

A selecção da amostra foi planeada e executada no HSJ, à excepção de parte do grupo de controlo, que foi recrutado entre a população em geral. Para tal foi seguido um procedimento burocrático adequado e que é tradicionalmente seguido para assegurar toda a legalidade deste estudo. Esse processo desenrolou-se junto das autoridades competentes do referido estabelecimento de saúde. Entre outros aspectos, esse processo consistiu na exposição das condições e objectivos do estudo a que os indivíduos iriam estar sujeitos, após a obtenção do seu consentimento informado. Tanto para o cumprimento dos requisitos deste processo como para o da selecção das duas amostras, contamos com a estreita colaboração de alguns profissionais do Departamento de Endocrinologia do mesmo Hospital.

O processo de selecção dos indivíduos com neuropatia diabética consistiu na realização de consultas de Endocrinologia onde eram feitos exames e realizados questionários apropriados, visando verificar se os pacientes preenchiam os requisitos exigidos para pertencer à amostra a ser submetida ao estudo. Os critérios de selecção dos candidatos são os seguintes: ter entre os quarenta e setenta anos, poder executar uma marcha perfeitamente normal e poder calçar um dos três números de calçado disponibilizado e de uso obrigatório para as recolhas de dados. Era indiferente que os indivíduos fossem do sexo masculino ou feminino. Todos os pacientes participaram neste estudo voluntariamente e não foram remunerados, assinando uma declaração de consentimento de uso exclusivamente científico e académico dos dados recolhidos, portanto, sem fins comerciais. Todos os dados são tratados de forma anónima e obedecendo aos critérios estipulados pelo comité de ética do HSJ, de acordo com as normas legais impostas a este tipo de estudos.

Para a aquisição dos dados do sistema de palmilhas e da plataforma de forças recolhidos dos indivíduos em estudo, foram tidos em consideração aspectos práticos importantes para os dados serem fiáveis e uniformes, independentemente das características individuais do indivíduo. Por exemplo, o calçado usado por todos os indivíduos tinha exactamente as mesmas características, com excepção do tamanho, que podia diferir, dado o facto de o tamanho e forma dos pés variar de indivíduo para indivíduo. Esse sapato usado é apelidado de “sabrina” e tínhamos os três tamanhos correspondentes aos três tamanhos de palmilhas disponíveis. A uniformização do tipo de calçado usado pelos indivíduos, eliminou os efeitos indesejados que poderiam fazer-se sentir nas variáveis biomecânicas relevantes para este estudo, tal como é demonstrado em alguns estudos efectuados no passado [68, 46].

Como foi anteriormente referido, seleccionamos três pacientes neuropatas diabéticos (grau de gravidade da ulceração no pé não superior a zero) e três indivíduos de controlo. Como a amostra geral era grande, tivemos a oportunidade de ajustar a amostra do presente estudo a mais um requisito: usarem o mesmo tipo de palmilhas. Os seis indivíduos seleccionados usaram as palmilhas maiores, isto é, as azuis cuja referência é: W-1115l-1114r. Esta característica permite fazer comparações mais seguras e directas entre os dados obtidos.

Protocolo experimental

Para criar um clima favorável, os equipamentos a serem usados foram apresentados aos indivíduos que participaram neste estudo, proporcionando-lhes uma ambientação a esses equipamentos e ao laboratório. Com este facto, pretendeu-se que as recolhas de dados se efectuassem na maior normalidade, para que o indivíduo em estudo preenchesse os requisitos de “normalidade” da marcha, indispensáveis para a validação dos dados.

As recolhas foram efectuadas individualmente, isto é, recolheram-se dados a um indivíduo de cada vez. Foi pedido a todos os indivíduos em estudo para vestirem uns calções ou outro tipo de vestuário que permitisse ter as pernas descobertas até ao joelho e que não perturbasse o correcto funcionamento e manuseamento do equipamento necessário à aquisição de dados. Em seguida, desinfectaram-se os seus pés com álcool etílico para a sua esterilização e para remover o suor, que iria perturbar a correcta adesão das palmilhas à planta do pé. Depois colocaram-se no par de sabrinas adequadas àquele indivíduo, as palmilhas correspondentes e, em seguida, colocou-se todo o restante sistema das palmilhas e restantes elementos de medição úteis ao estudo. Posteriormente, o indivíduo circulou à vontade com todo o equipamento necessário à recolha de dados, com o intuito de este se ambientar a este equipamento e passar a habituar-se a caminhar normalmente, tal como o faz no seu dia-a-dia. De seguida, fizemos alguns testes de marcha e de aquisição de dados ao mesmo tempo que explicávamos qual era o objectivo do estudo e qual a função de cada dispositivo. Estas explicações eram sempre adaptadas ao nível cultural e de compreensão dos indivíduos em estudo.

O protocolo experimental propriamente dito, consistiu na sequência de procedimentos que passamos a enunciar. A tarefa experimental é que o indivíduo caminhe sobre uma plataforma de madeira, que envolve a plataforma de forças, para que este pise normalmente a plataforma de forças, da mesma forma como pisa o chão quando caminha no seu dia-a-dia. Para isso, é necessário que a marcha também seja normal antes e depois do momento de pisar a plataforma de forças.

O conjunto de recolhas consistiu na execução de seis passagens: três num sentido e três no sentido oposto. Num sentido, o indivíduo pisava a plataforma de forças sempre com o mesmo pé, enquanto no outro pisava com o pé oposto. Cada passagem consistia em começar a marcha com o pé oposto àquele que iria pisar a plataforma de forças, em seguida avançava sobre a plataforma de forças e em seguida dava um passo fora da plataforma, finalizando a marcha ao juntar o pé que atacara a plataforma ao outro. Esta sequência ordenada e repetida em todas as passagens e por todos os indivíduos deve-se ao facto de existir a necessidade de uniformizar a marcha, sendo esta uma característica importante quando se pretende estudar parâmetros biomecânicos numa marcha normal. Assim sendo, para cada indivíduo foram adquiridos dados de três passagens com o pé esquerdo e outras tantas com o pé direito a pisar a plataforma de forças. Durante todas as passagens registaram-se os dados da plataforma de forças e do sistema de palmilhas, onde a ordem de início de aquisição dos dados destes dispositivos coincidiu com a de início das experiências. Como este sistema de sincronismo manual é pouco preciso, o tratamento de dados vai ser fundamental para compensar este facto, quando se comparar os dados da plataforma de forças com os das palmilhas.

Durante a aquisição de dados da plataforma de forças e do sistema de palmilhas, duas pessoas controlavam os respectivos computadores e uma terceira pessoa comandava as aquisições, no que toca ao seu planeamento e acompanhamento de execução da marcha do indivíduo em teste.

3.2- Apresentação e discussão de resultados

3.2.1- Análise dos dados da plataforma de forças

Tal como foi referido no início deste capítulo, esta parte do trabalho é composta pelos gráficos comparativos e pelos individuais e ainda por uma tabela contendo os valores relativos e absolutos de força aplicada e respectivos instantes de tempo. Todos os gráficos apresentados se referem a cada um dos ensaios, denominando-os de acordo com o código de identificação do indivíduo, o ângulo de inclinação da plataforma de forças relativamente ao plano horizontal (que neste trabalho é sempre nulo), o pé a pisar a plataforma de forças e o número do ensaio. Por exemplo, a denominação cs0d3 informa que esta aquisição diz respeito ao indivíduo “cs” (nome de código), que foi feita com a plataforma a zero graus de inclinação e com o pé direito a pisar a mesma na terceira passagem.

Nos anexos desta tese, apresentam-se trinta e seis gráficos elaborados a partir de dados recolhidos dos ensaios efectuados (três para cada um dos pés a pisar a plataforma de forças) pelos seis indivíduos, três neuropatas e três saudáveis. Cada gráfico apresenta os valores medidos na plataforma de forças e na palmilha do pé que pisa a plataforma. Relativamente aos dados da plataforma, os gráficos apresentam os valores das três componentes da força: F_x , F_y e F_z , que correspondem respectivamente às componentes médio-lateral, antero-posterior e vertical. Os dados das palmilhas apresentados nos gráficos são os da componente vertical. Todos os trinta e seis gráficos apresentam valores de força manipulados. Essa manipulação é feita manualmente no programa *WORD EXCEL* e é composta por duas operações. A primeira consiste em retirar a componente contínua aos sinais das três componentes medidas na plataforma de forças, bem como dividir os valores medidos de força pelo valor (em módulo) do peso ou força gravítica do indivíduo. A segunda diz respeito à questão do sincronismo dos dados da

plataforma de forças e do sistema de palmilhas, onde a curva de valores da palmilha é ajustada às da plataforma. Esta operação é feita ajustando os segmentos de subida e descida da curva de valores da palmilha aos respectivos segmentos da componente vertical da plataforma. Estes gráficos são denominados por gráficos individuais directos, enquanto os outros gráficos individuais são analíticos, pois estes pretendem determinar uma curva média equivalente e respectivo desvio padrão, representativos das três tentativas por indivíduo por pé e para cada uma das três componentes da força registada. Por exemplo, para o indivíduo “fm” traçamos um total de seis gráficos, dois gráficos para cada componente, um para o pé esquerdo e outro para o direito. Tanto os gráficos comparativos como os individuais analíticos apresentam os valores de força numa escala unitária (de 0 a 1) e os valores de tempo numa escala percentual (de 0 a 100). Assim sendo, 0 representa ausência de contacto do pé com a plataforma de forças e 1 representa o módulo de força aplicada equivalente ao peso do indivíduo, enquanto na escala de tempo 100 representa o instante em que se mediu o último valor de força antes de o pé abandonar o contacto com a plataforma de forças. Tanto os gráficos individuais directos como os analíticos são trinta e seis e estão apresentados nos anexos da tese.

A razão pela qual foram elaborados os gráficos individuais analíticos prende-se com o facto de pretendermos comparar o comportamento dos desvios padrões de cada um dos seis gráficos de cada um dos seis indivíduos com os desvios padrões presentes nos gráficos comparativos correspondentes.

Os gráficos da figura 3.2 à 3.7 dizem respeito à comparação das curvas médias e respectivo desvio padrão de ensaios efectuados pelos indivíduos que compõem o grupo de controlo relativamente às dos indivíduos do grupo de pacientes. Estes são seis, dois para cada componente da força gerada: um para o pé esquerdo e outro para o direito a pisar a plataforma de forças. Tanto nestes gráficos como nos individuais analíticos, apresentam-se os desvios padrões somente em cinquenta dos quinhentos pontos representados nas curvas médias para uma análise adequada desses desvios.

Da figura 3.2 à 3.4 são apresentados três gráficos, um por cada componente da força exercida sobre a plataforma, onde se comparam as curvas médias dos nove ensaios dos três pacientes com as dos três indivíduos de saudáveis, em que o pé a atacar a plataforma de forças foi o direito.

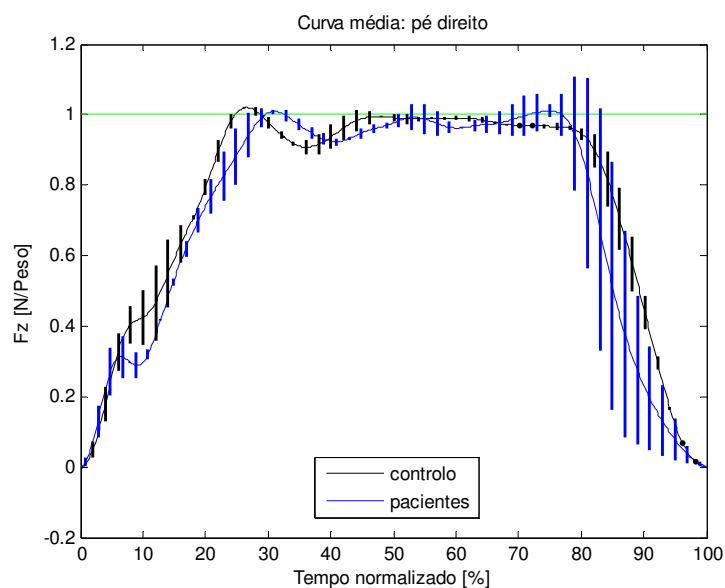


Figura 3.2 - Gráfico com as curvas médias e respectivos desvios padrão dos 9 ensaios com o pé direito dos indivíduos do grupo de pacientes e do grupo de controlo, relativos à componente vertical.

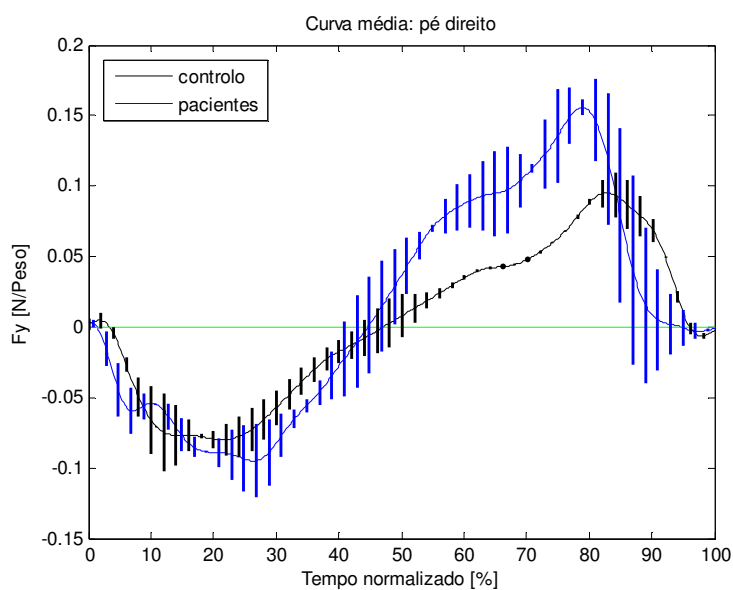


Figura 3.3 - Gráfico com as curvas médias e respectivos desvios padrão dos 9 ensaios com o pé direito dos indivíduos do grupo de pacientes e do grupo de controlo, relativos à componente antero-posterior.

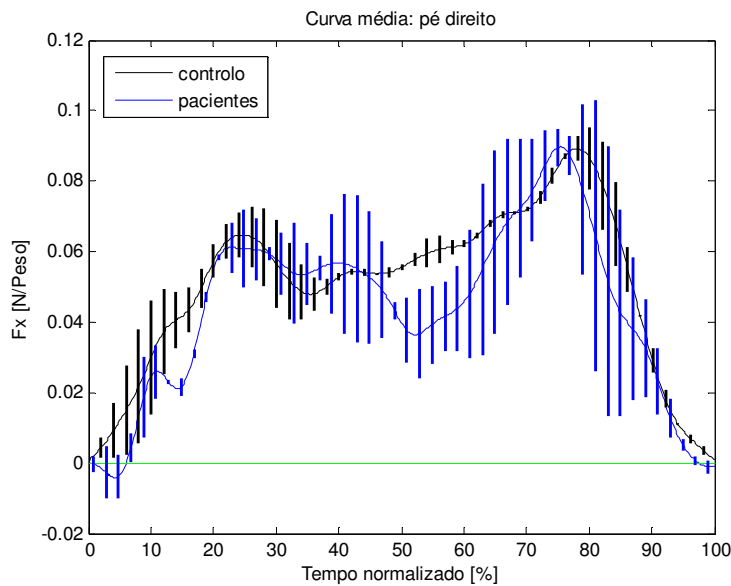


Figura 3.4- Gráfico com as curvas médias e respectivos desvios padrão dos 9 ensaios com o pé direito dos indivíduos do grupo de pacientes e do grupo de controle, relativos à componente médio-lateral.

Da figura 3.5 à 3.7 são apresentados três gráficos, um por cada componente da força exercida sobre a plataforma, onde se comparam as curvas médias dos nove ensaios dos três pacientes com as dos três indivíduos de saudáveis, em que o pé a atacar a plataforma de forças foi o esquerdo.

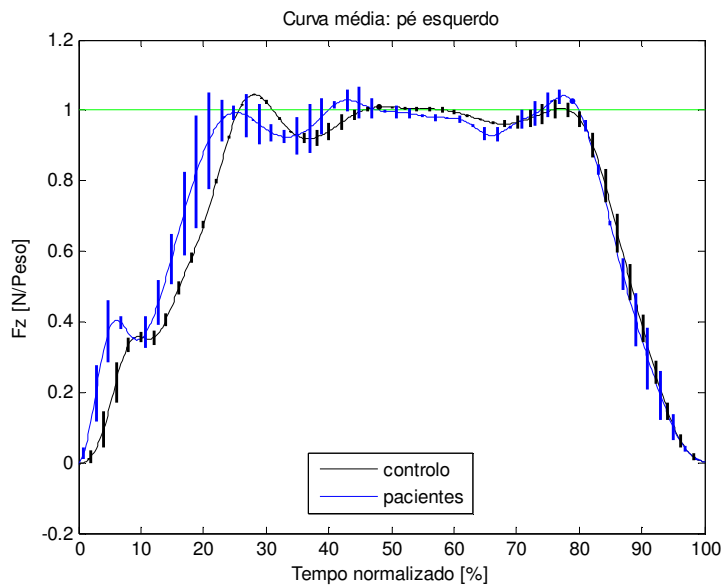


Figura 3.5- Gráfico com as curvas médias e respectivos desvios padrão dos 9 ensaios com o pé esquerdo dos indivíduos do grupo de pacientes e do grupo de controle, relativos à componente vertical.

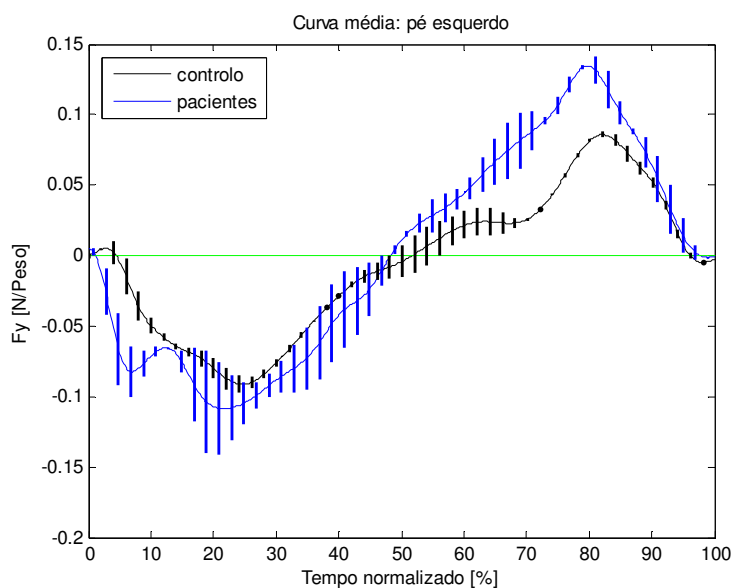


Figura 3.6- Gráfico com as curvas médias e respectivos desvios padrão dos 9 ensaios com o pé esquerdo dos indivíduos do grupo de pacientes e do grupo de controle, relativos à componente antero-posterior.

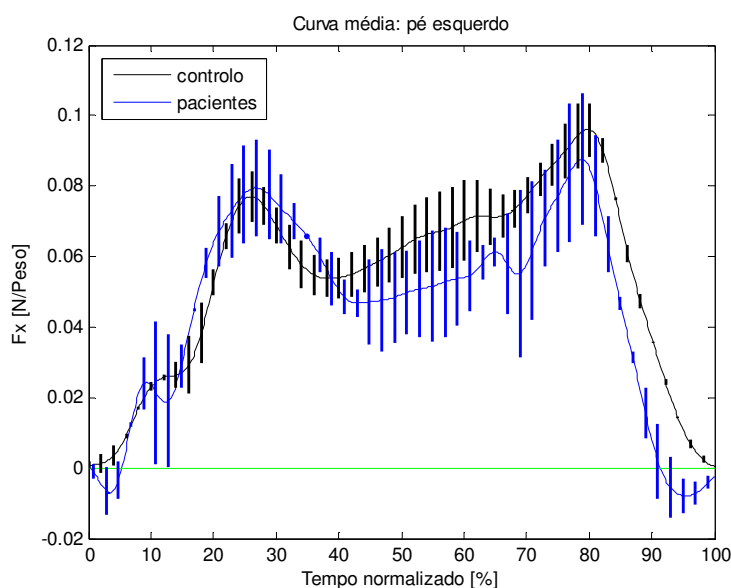


Figura 3.7- Gráfico com as curvas médias e respectivos desvios padrão dos 9 ensaios com o pé esquerdo dos indivíduos do grupo de pacientes e do grupo de controle, relativos à componente vertical.

As tabelas dos quadros 3.1 e 3.2 apresentam, tal como foi referido no início do capítulo, os valores médios e respectivos desvios padrões dos valores absolutos e relativos de força aplicada e dos respectivos instantes de tempo nos pontos destacados nas curvas típicas de cada componente da força aplicada sobre a plataforma de forma. O número de pontos é de quatro para as componentes vertical e médio-lateral e três para a antero-posterior. Os pontos da componente vertical correspondem aos pontos assinalados na figura 2.7 desta tese pela seguinte ordem: 1 corresponde ao amortecimento, 2 à sobrecarga, 3 ao apoio médio e 4 à propulsão. Dois dos três pontos da componente antero-posterior estão assinalados na figura 2.8, onde a travagem é o primeiro e a propulsão é o terceiro, enquanto o segundo ponto acontece no instante de

mudança de polaridade dos valores da força registada. Quanto aos pontos da componente médio-lateral, estes são quatro e estão representados na figura 2.9, onde o primeiro corresponde ao pico negativos inicial, o segundo e quarto correspondem ao primeiro e segundo picos positivos, respectivamente, enquanto o terceiro ponto assinala o mínimo local do apoio médio. Por vezes, o pico negativo final representado na figura 2.9 é assinalado como o quinto ponto destacado da componente médio-lateral, mas em nenhum dos ensaios efectuados neste trabalho foi registada a existência deste ponto, sendo esta a razão da sua exclusão. Estas tabelas foram elaboradas com o objectivo de comparar os dados recolhidos do grupo de pacientes com os do grupo de controlo, usando o teste t-student do programa SPSS. Esta comparação é classificada em função dos valores de p obtidos neste teste. Se p for inferior a 0.05 para um dado valor na tabela, significa que os respectivos valores dos dois grupos em comparação, apresentam diferenças significativas. Os valores de força ou tempo cujos valores de p são inferiores a 0.05 aparecem referenciados com um asterisco (*) colocado à direita somente do valor no grupo de pacientes, para evitar a redundância.

O quadro 3.1 apresenta a tabela referente aos valores absolutos e relativos (em percentagem) da força aplicada e instantes de tempo correspondentes aos pontos destacados em cada componente, referentes a todos os ensaios em que o pé direito dos seis indivíduos pisou a plataforma de forças. Estes valores são assinalados com um asterisco (*) sempre que o par de valores correspondentes dos dois grupos em análise apresente um valor de p inferior a 0.05.

Componentes	Pontos	Pacientes				Controlo			
		t(s)	t(%)	F(N)	F(%)	t(s)	t(%)	F(N)	F(%)
		M SD	M SD	M SD	M SD	M SD	M SD	M SD	M SD
Vertical	1	0,118 0,035	10,1 4,2	304,3 84,6	39,1 8,0	0,113 0,020	9,8 1,7	362,5 146,6	46,8 19,9
	2	0,359 0,064	29,6 3,6	787,4 102,6	102 1,3	0,328 0,055	28,4 3,4	814,3 124,7	101,2 3,3
	3	0,509* 0,081	42,2 5,9	684,8 68,8	89,1* 3,1	0,432 0,056	37,4 3,6	740,9 98,5	92,3 1,4
	4	0,963 0,168	79,0 2,0	808,3 101,3	104,8* 2,0	0,891 0,117	77,0 3,1	791,5 101,0	98,6 1,7
Antero-posterior	1	0,278* 0,070	22,8* 4,1	-79,4 20,4	-10,4 2,8	0,188 0,067	16,2 5	-88,5 11,9	-11,1 1,5
	2	0,589 0,107	48,4 3,2	0 0	0 0	0,559 0,065	48,5 4,4	0 0	0 0
	3	1,033 0,171	84,9 4,0	124,8 31,0	16,0* 2,4	0,970 0,109	84,0 1,7	103,0 14,1	13,1 2,8
Médio-lateral	1	0,096 0,026	8,2 3,2	-21,4 23,8	-2,9 3,1	0,071 0,005	6,6 0,7	-18,8 9,5	-2,6 1,4
	2	0,357 0,090	29,1 5,5	60,1 19,4	7,7 1,9	0,285 0,093	24,4 7,1	57,5 13,1	7,1 1,0
	3	0,560 0,198	44,8 11,0	31,7 27,7	3,8 3,1	0,471 0,212	39,9 16,2	38,2 11,2	4,8 1,5
	4	0,971 0,197	79,3 4,82	71,7 26,4	9,1 2,5	0,913 0,117	79,0 2,4	73,6 9,2	9,2 0,5

Quadro 3.1- Tabela com os valores médios e desvios padrão dos valores relativos e percentuais de força e tempo para os pontos destacados das 3 componentes da força, relativos ao pé direito, com referência aos que tem $p < 0.05$. Para situar os pontos enunciados nas curvas das respectivas componentes, consultar as figuras 2.7, 2.8 e 2.9.

O quadro 3.2 apresenta a tabela dos valores absolutos e relativos da força aplicada e instantes de tempo correspondentes aos pontos destacados em cada componente, referentes a todos os ensaios em que o pé esquerdo dos seis indivíduos pisou a plataforma de forças. Estes valores são assinalados com um asterisco (*) sempre que o par de valores correspondentes dos dois grupos apresente um valor de p inferior a 0.05.

Componentes	Pontos	Pacientes				Controlo			
		t(s)	t(%)	F(N)	F(%)	t(s)	t(%)	F(N)	F(%)
		M SD	M SD	M SD	M SD	M SD	M SD	M SD	M SD
Vertical	1	0,104 0,019	9,3 2,7	347,0* 33,2	45,3 3,8	0,112 0,009	9,5 1,1	427,7 56,2	54,8 13,3
	2	0,333 0,058	28,7 3,1	773,0 109,2	100,1 3,6	0,316 0,069	26,1 3,5	826,9 125,8	102,8 3,6
	3	0,484 0,190	41,0 10,9	686,1 67,7	89,2 2,4	0,426 0,073	35,3 2,5	734,9 111,8	91,3 2,6
	4	0,891 0,147	76,4 2,8	805,0 98,6	104,4* 2,7	0,905 0,140	75,2 3,8	808,2 110,2	100,6 1,7
Antero-posterior	1	0,254 0,043	22,0 3,2	-79,4 15,2	-10,3 1,3	0,263 0,078	21,6 4,4	-92,1 15,3	-11,7 2,9
	2	0,606 0,078	52,4 3,9	0 0	0 0	0,609 0,075	50,8 3,1	0 0	0 0
	3	0,969 0,134	83,4 4,0	99,7 20,6	12,8* 1,4	0,991 0,123	82,6 1,3	86,8 4,7	11,0 1,6
Médio-lateral	1	0,080 0,025	6,5 2,2	-8,9 6,5	-1,2 0,9	0,070 0,004	6,6 0,7	-12,7 7,3	-1,8 1,1
	2	0,344 0,088	29,4* 4,5	64,4 18,6	8,2 1,5	0,295 0,073	24,3 4,1	66,9 6,7	8,4 0,8
	3	0,532 0,157	45* 8,2	46,6 23,5	5,8 2,3	0,409 0,080	33,9 3,5	45,1 6,5	5,7 0,7
	4	0,896 0,151	77,0 5,6	73,8 26,1	9,4 2,2	0,946 0,145	78,6 3,4	77,0 12,7	9,6 0,9

Quadro 3.2- Tabela com os valores médios e desvios padrão dos valores relativos e percentuais de força e tempo para os pontos destacados das 3 componentes da força, relativos ao pé esquerdo, com referência aos que tem $p < 0.05$. Para situar os pontos enunciados nas curvas das respectivas componentes, consultar as figuras 2.7, 2.8 e 2.9.

Analisando todos os gráficos comparativos apresentados da figura 3.2 à 3.7, vemos que em todos eles os desvios padrão das curvas dos pacientes são sempre superiores aos das curvas dos indivíduos saudáveis (grupo de controlo). Este facto indicia uma maior variação das curvas das componentes da força medida para cada um dos ensaios realizados pelos três elementos que compõem o grupo de pacientes, quer para o pé direito quer para o esquerdo. Relativamente à análise aos gráficos individuais analíticos apresentados nos anexos desta tese, pode dizer-se que estes apresentam curvas médias com desvios padrão significativos, quando comparados aos das curvas presentes nos gráficos comparativos. Isto significa que o resultado do tratamento dado às curvas de um só sujeito apresenta, em alguns casos, valores de desvio padrão não muito diferentes dos conseguidos para os três sujeitos do seu grupo. Portanto, pode dizer-se que o desvio padrão presente nas curvas médias dos gráficos comparativos se deve mais ao facto de conter dados de ensaios diferentes do que de indivíduos diferentes.

As curvas médias da componente vertical apresentadas nos gráficos das figuras 3.2 e 3.5 para os dois grupos em estudo (pacientes e controlo) e registadas com o pé direito e esquerdo na plataforma de forças, respectivamente, são muito parecidas. Nos gráficos nota-se a existência do primeiro ponto destacado na componente vertical dos quadros 3.1 e 3.2, sendo mais pronunciado para as curvas médias do grupo de pacientes e uma ligeira elevação na zona onde deveria existir um mínimo local entre os dois picos máximos, correspondentes aos pontos 2 e 4 da componente vertical dos mesmos quadros. No entanto, as curvas médias apresentadas nestes dois gráficos não diferem muito das apresentadas na literatura [21], quer em formato quer em amplitude. Relativamente às curvas médias da componente antero-posterior para os ensaios efectuados com o pé direito e com o pé esquerdo na plataforma de forças (gráficos das figuras 3.3 e 3.6, respectivamente), pode afirmar-se que não diferem no essencial do previsto na literatura [21, 28]. No entanto, nota-se nas curvas médias do grupo de

pacientes, em ambos os gráficos, que o segundo pico (ponto 3) é mais elevado que o correspondente nas curvas médias do grupo de controlo. As curvas médias relativas à componente médio-lateral apresentadas nos gráficos das figuras 3.4 e 3.7 (pé direito e esquerdo, respectivamente) não diferem muito das apresentadas na literatura [29], a não ser no facto de não existir os pontos 1 e 5 em nenhuma das curvas médias do grupo de controlo em ambos os gráficos. Para além destes também não é apresentado o ponto 5 na curva média da mesma componente do grupo de pacientes no gráfico 3.4. Os pontos referidos neste parágrafo referem-se aos apresentados nas respectivas componentes dos quadros 3.1 e 3.2, conforme se trate de ensaios relativos ao pé direito ou esquerdo, respectivamente.

Nas tabelas dos quadros 3.1 e 3.2 pode analisar-se em concreto as diferenças significativas entre os dados correspondentes obtidos nos dois grupos. O parâmetro “p” é o indicador por excelência dessas diferenças. Se, para um dado valor em comparação nos dois grupos, p for inferior 0.05, significa que há diferenças significativas entre os valores correspondentes nos dois grupos.

Analisando a tabela do quadro 3.1, vemos que certos pontos destacados das componentes apresentam valores médios absolutos ou relativos de tempo ou força cujo valor de “p” é inferior a 0.05. O ponto 3 da componente vertical desta tabela apresenta valores absolutos de tempo e relativos de força com “p” inferior a 0.05. Os pontos 4 da componente vertical e 3 da antero-posterior, têm valores relativos de força com p abaixo de 0.05, tal como os valores absoluto e relativo de tempo do ponto 1 da componente antero-posterior. Relativamente à tabela do quadro 3.2, os pontos 3 e 4 das componentes antero-posterior e vertical, respectivamente, apresentam valores de força relativa com “p” inferior a 0.05. Em termos de valor de “p”, os valores absolutos de força do ponto 1 da componente vertical estão na mesma situação, bem como os valores relativos dos pontos 2 e 3 da componente médio-lateral. As tabelas dos quadros 3.1 e 3.2 referem-se a dados relativos a ensaios efectuados com o pé direito e esquerdo, respectivamente. Ambas apresentam de uma forma um pouco disseminada alguns valores relativos ou absolutos de força ou tempo com valores de “p” inferiores a 0.05, não havendo uma concentração excessiva de valores nestas condições em nenhum ponto ou componente. Este facto indica que não há nenhum ponto das três componentes em que se possa afirmar que todos os dados de tempo e força dos dois grupos em comparação sejam significativamente diferentes.

3.2.2- Análise podobarométrica

A análise podobarométrica aqui apresentada, visa apresentar as células mais solicitadas nos padrões de distribuição de pressões para seis instantes importantes para o nosso estudo, dois por componente da força e uma tabela com os valores médios de diferença temporal. Estes valores médios são relativos às diferenças temporais existentes entre os primeiros e segundos picos das três componentes da força gerada. Estes valores médios são calculados com base nos nove ensaios efectuados pelos três elementos de cada grupo a pisar a plataforma de forças com um pé (esquerdo ou direito), fazendo a média das diferenças dos tempos dos picos respectivos.

Relativamente à apresentação das células mais solicitadas nos seis instantes acima citados, analisaremos os padrões de distribuição de pressões nos pontos 2 e 4 das componentes vertical e médio-lateral, enquanto na antero-posterior analisaremos nos pontos 1 e 3. Estes seis instantes são importantes para este estudo, pois pretendemos analisar o padrão de distribuição de pressões nos instantes onde ocorrem os esforços

mais elevados em cada uma das componentes da força gerada ao longo da fase de apoio da marcha. Estes instantes acontecem nos intervalos de tempo que constituem períodos importantes do ciclo de marcha: o ataque ao solo e a propulsão. Embora o padrão de distribuição de pressões derive somente de medições da componente vertical da força gerada na marcha, é importante aferir quais as células que registam valores médios mais elevados nos instantes em que ocorrem os picos de intensidade das componentes antero-posterior e médio-lateral. Este interesse acontece porque os esforços verticais reflectem a grau do esforço de contacto. De uma forma intuitiva, pode associar-se este mapeamento de esforço de contacto da componente vertical ao grau de esforço da outra componente. Por outras palavras, quando acontece um pico numa componente do plano horizontal, esperamos que o mapa de distribuição de pressões assinala igualmente as zonas de maior esforço dessas componentes.

Da figura 3.10 à 3.15 são apresentados seis gráficos relativos aos nove ensaios efectuados com o pé direito na plataforma de forças por cada um dos grupos (pacientes e controlo), onde se comparam as cinco células com os valores médios de pressão normalizada mais elevados de cada grupo.

Os gráficos das figuras 3.8 e 3.9 dizem respeito à análise comparativa das cinco células para os dois picos máximos da componente vertical.

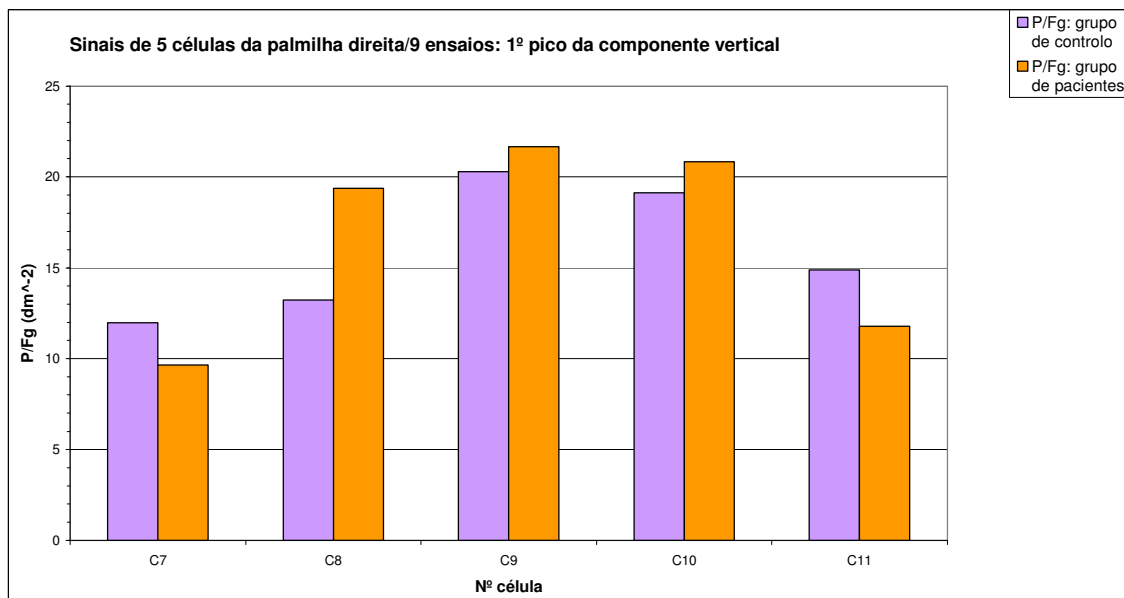


Figura 3.8 - Gráfico comparativo dos valores acumulados de pressão normalizada mais elevados de 5 células da palmilha direita, relativo ao 1º pico da componente vertical de 9 ensaios efectuados por grupo.

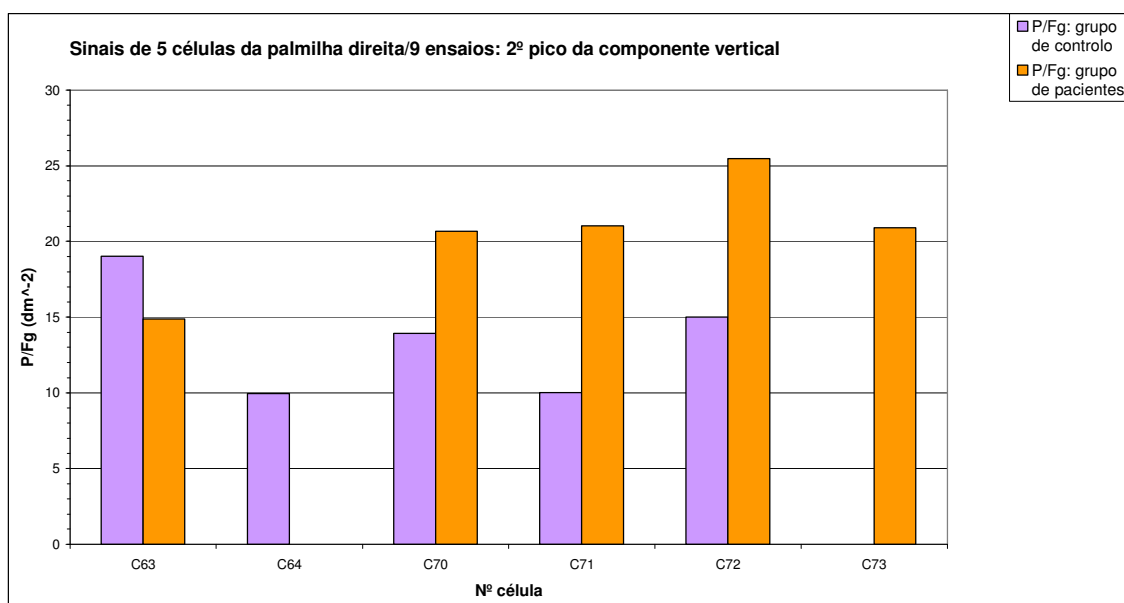


Figura 3.9 - Gráfico comparativo dos valores acumulados de pressão normalizada mais elevados de 5 células da palmilha direita, relativo ao 2º pico da componente vertical de 9 ensaios efectuados por grupo.

Os gráficos das figuras 3.10 e 3.11 dizem respeito à análise comparativa das cinco células para os dois picos da componente antero-posterior, sendo o primeiro o pico mínimo e o segundo o pico máximo de valor de força registada na plataforma de forças.

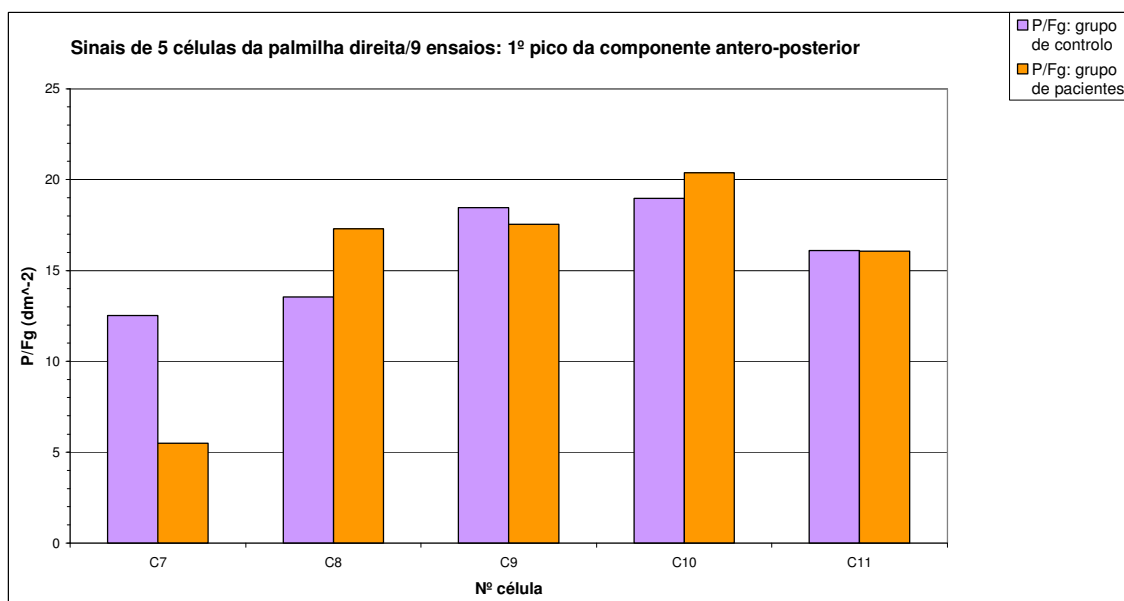


Figura 3.10 - Gráfico comparativo dos valores acumulados de pressão normalizada mais elevados de 5 células da palmilha direita, relativo ao 1º pico da componente antero-posterior de 9 ensaios efectuados por grupo.

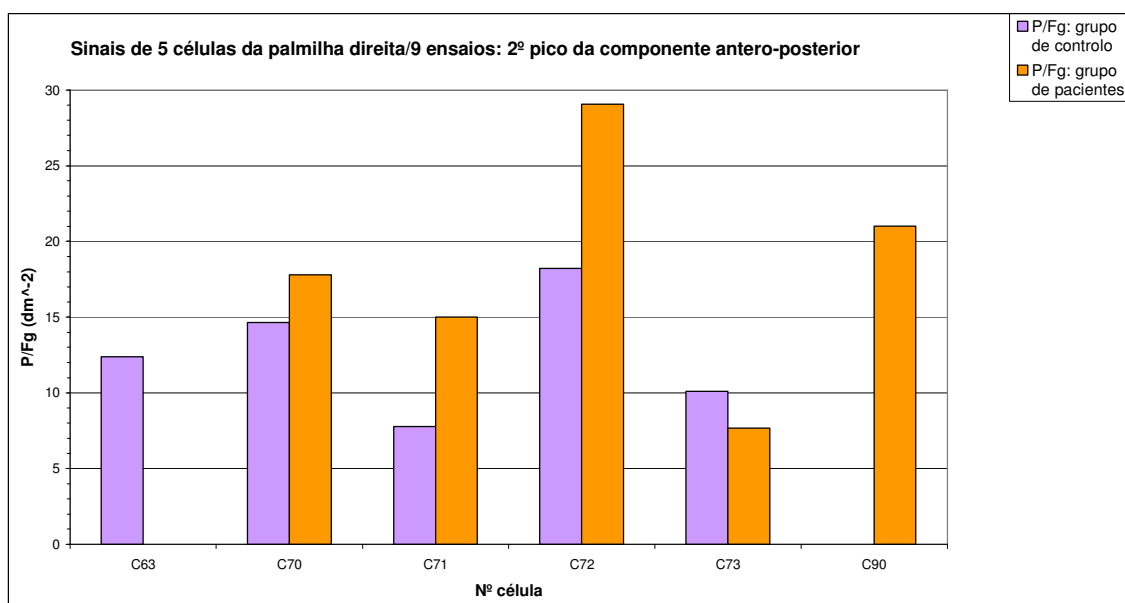


Figura 3.11 - Gráfico comparativo dos valores acumulados de pressão normalizada mais elevados de 5 células da palmilha direita, relativo ao 2º pico da componente antero-posterior de 9 ensaios efectuados por grupo.

Os gráficos das figuras 3.12 e 3.13 dizem respeito à análise comparativa das cinco células para os dois picos positivos da componente médio-lateral.

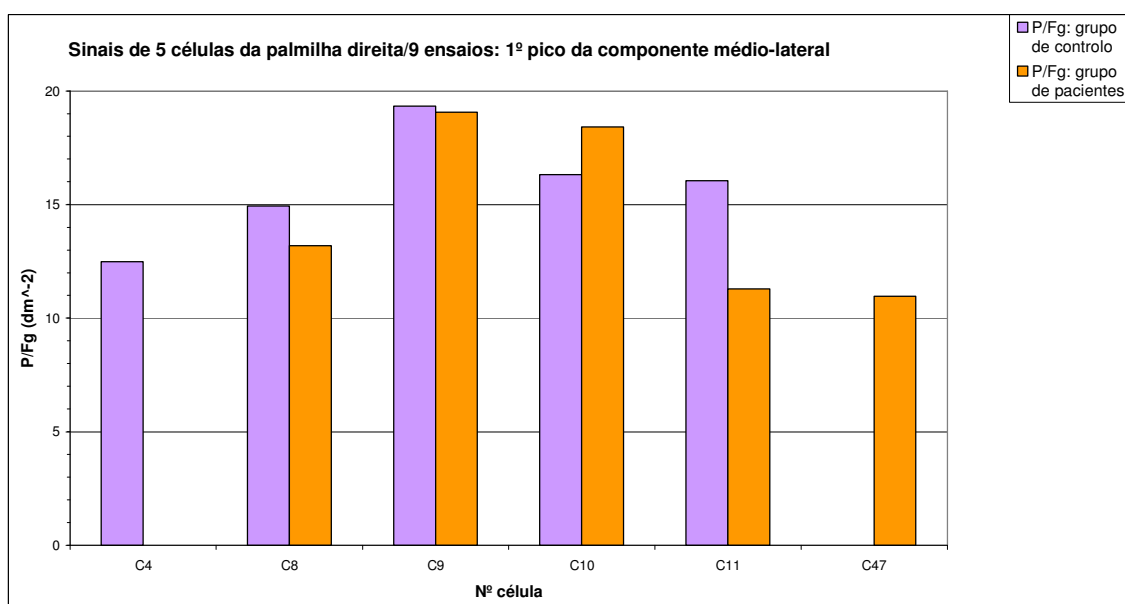


Figura 3.12 - Gráfico comparativo dos valores acumulados de pressão normalizada mais elevados de 5 células da palmilha direita, relativo ao 1º pico da componente médio-lateral de 9 ensaios efectuados por grupo.

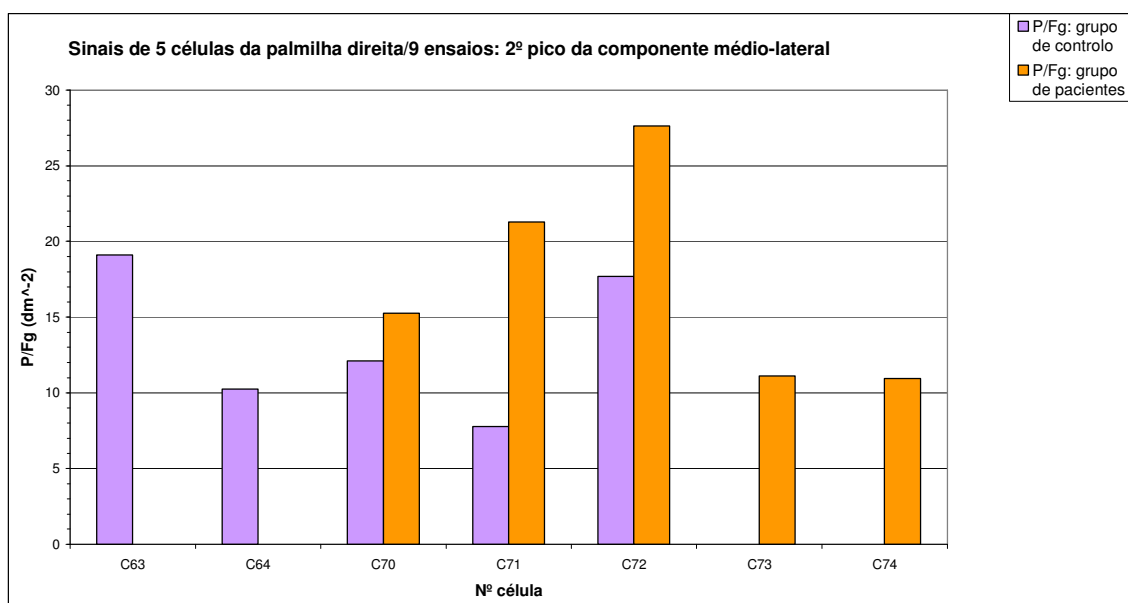


Figura 3.13 - Gráfico comparativo dos valores acumulados de pressão normalizada mais elevados de 5 células da palmilha direita, relativo ao 2º pico da componente médio-lateral de 9 ensaios efectuados por grupo.

Da figura 3.14 à 3.19 são apresentados seis gráficos relativos aos nove ensaios efectuados pelos indivíduos de cada um dos grupos com o pé esquerdo, onde se comparam as cinco células com os valores médios de pressão normalizada mais elevados de cada grupo.

Os gráficos das figuras 3.14 e 3.15 dizem respeito à análise comparativa das cinco células para os dois picos máximos da componente vertical.

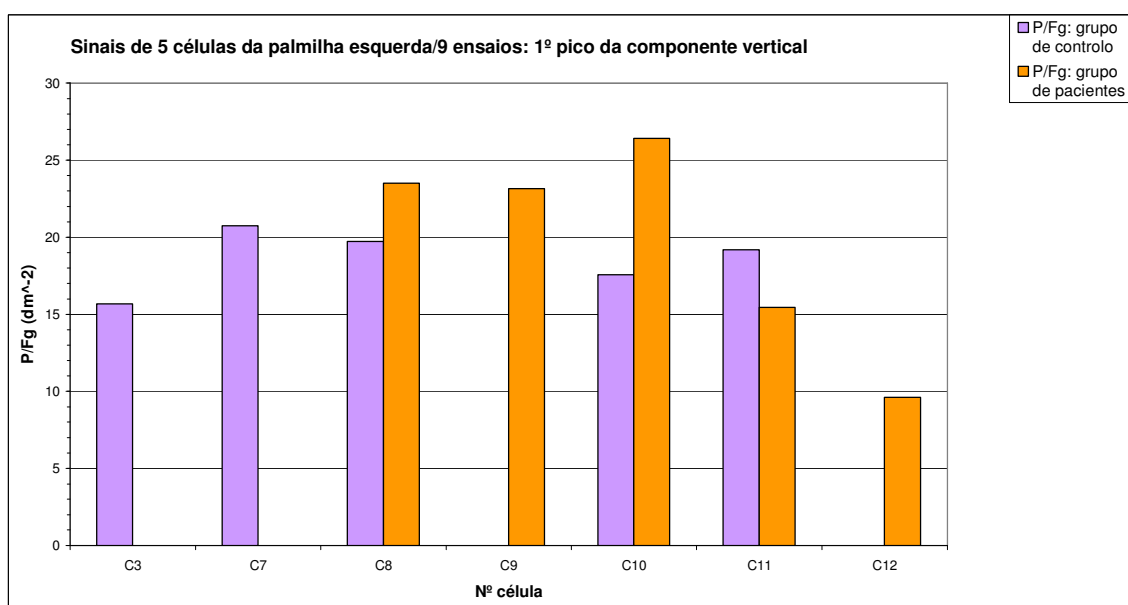


Figura 3.14 - Gráfico comparativo dos valores acumulados de pressão normalizada mais elevados de 5 células da palmilha esquerda, relativo ao 1º pico da componente vertical de 9 ensaios efectuados por grupo.

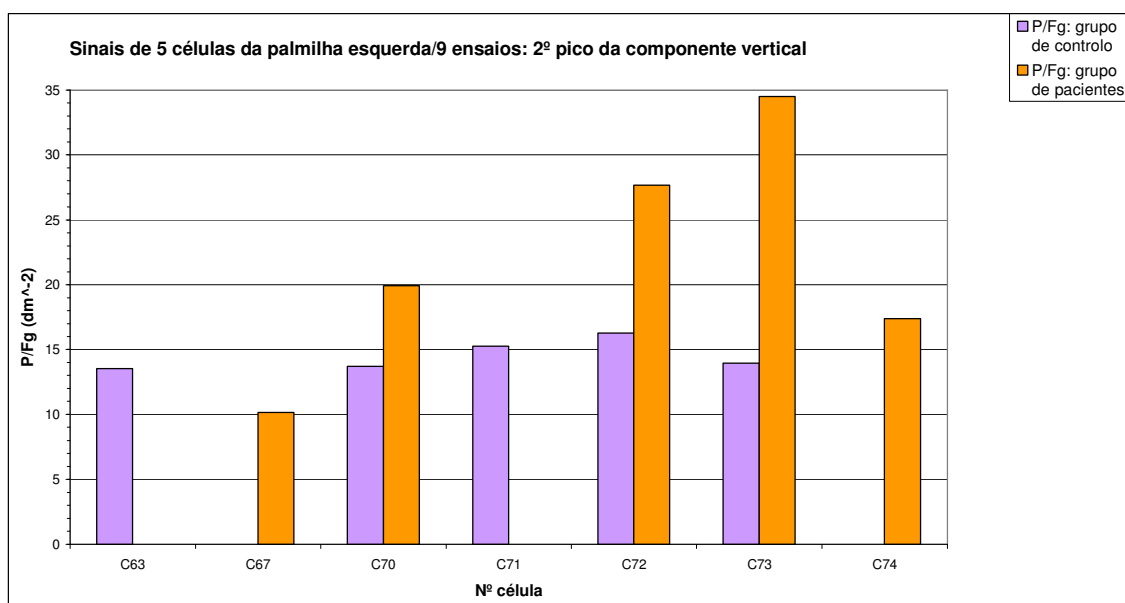


Figura 3.15 - Gráfico comparativo dos valores acumulados de pressão normalizada mais elevados de 5 células da palmilha esquerda, relativo ao 2º pico da componente vertical de 9 ensaios efectuados por grupo.

Os gráficos das figuras 3.16 e 3.17 dizem respeito à análise comparativa das cinco células para os dois picos da componente antero-posterior, sendo o primeiro o pico mínimo e o segundo o pico máximo de valor de força registada na plataforma de forças.

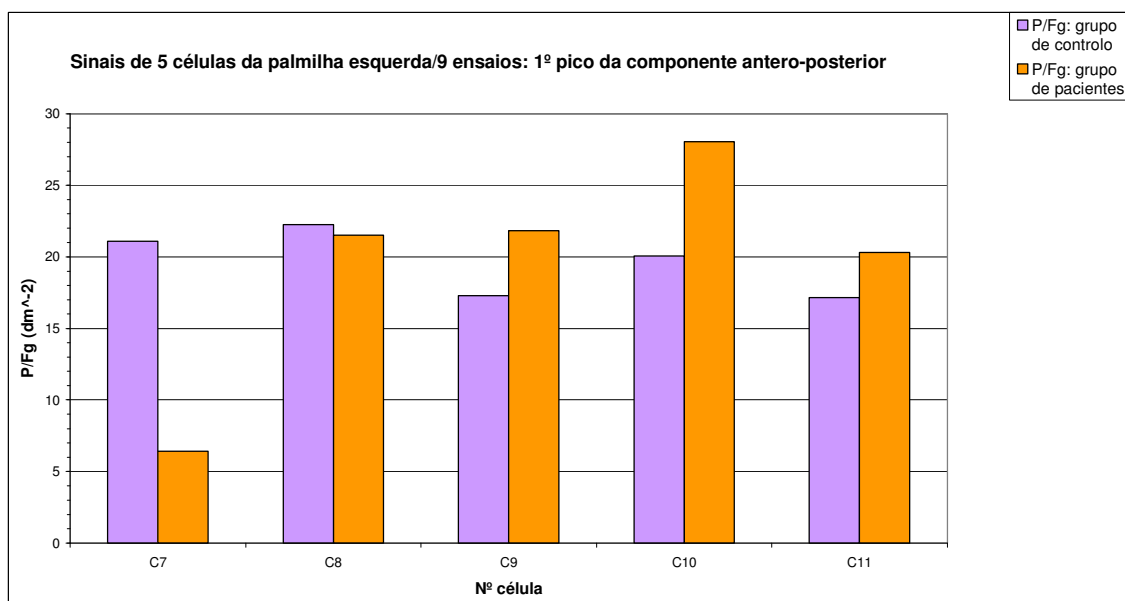


Figura 3.16- Gráfico comparativo dos valores acumulados de pressão normalizada mais elevados de 5 células da palmilha esquerda, relativo ao 1º pico da componente antero-posterior de 9 ensaios efectuados por grupo.

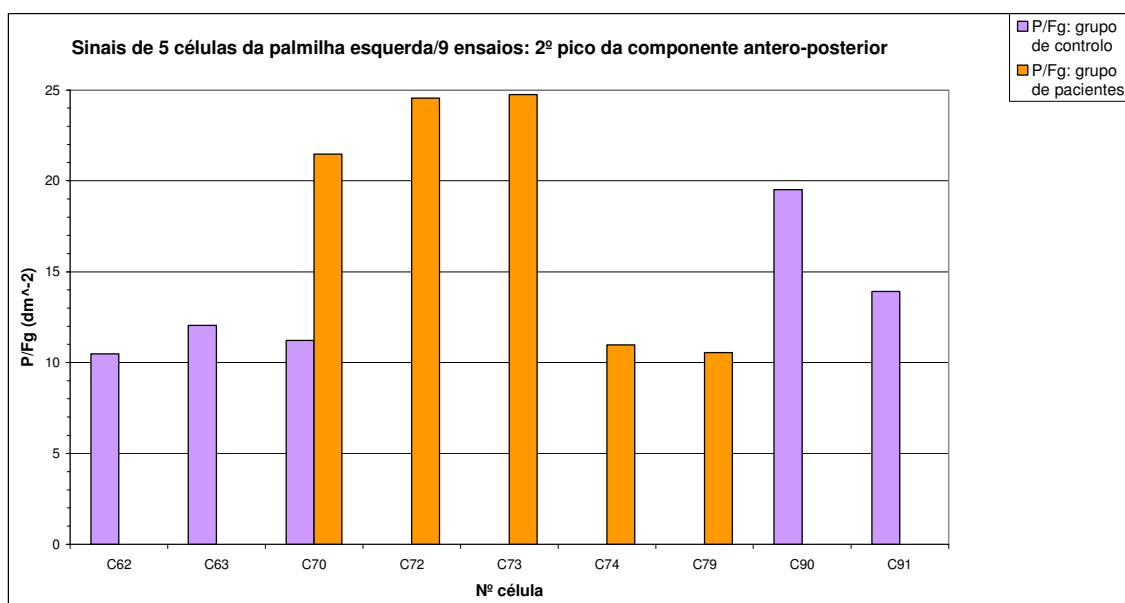


Figura 3.17- Gráfico comparativo dos valores acumulados de pressão normalizada mais elevados de 5 células da palmilha esquerda, relativo ao 2º pico da componente antero-posterior de 9 ensaios efectuados por grupo.

Os gráficos das figuras 3.18 e 3.19 dizem respeito à análise comparativa das cinco células para os dois picos positivos da componente médio-lateral.

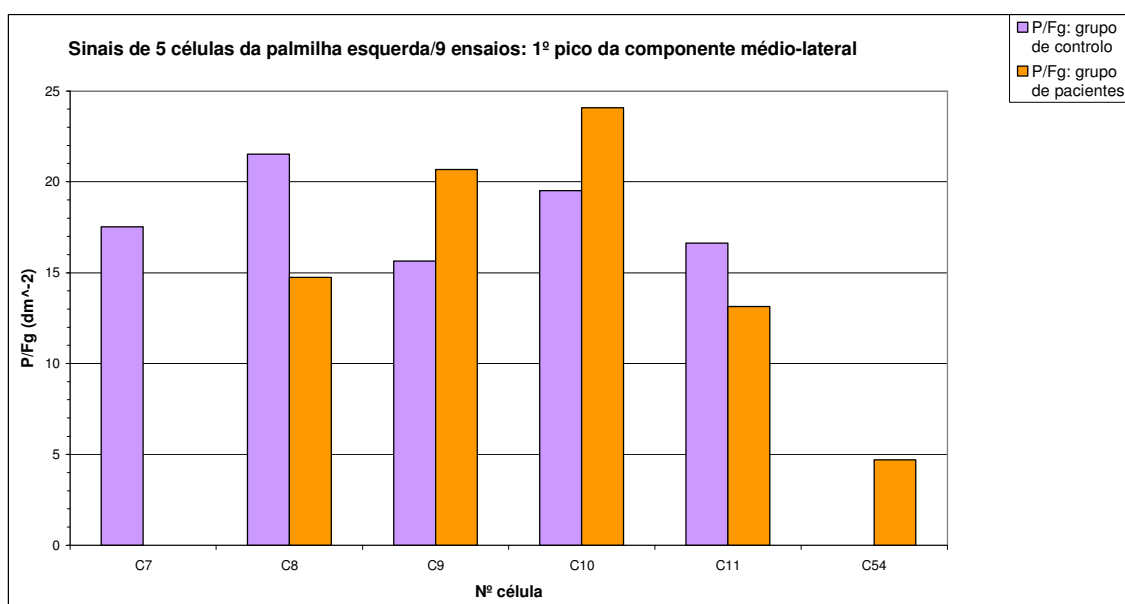


Figura 3.18 - Gráfico comparativo dos valores acumulados de pressão normalizada mais elevados de 5 células da palmilha esquerda, relativo ao 1º pico da componente médio-lateral de 9 ensaios efectuados por grupo.

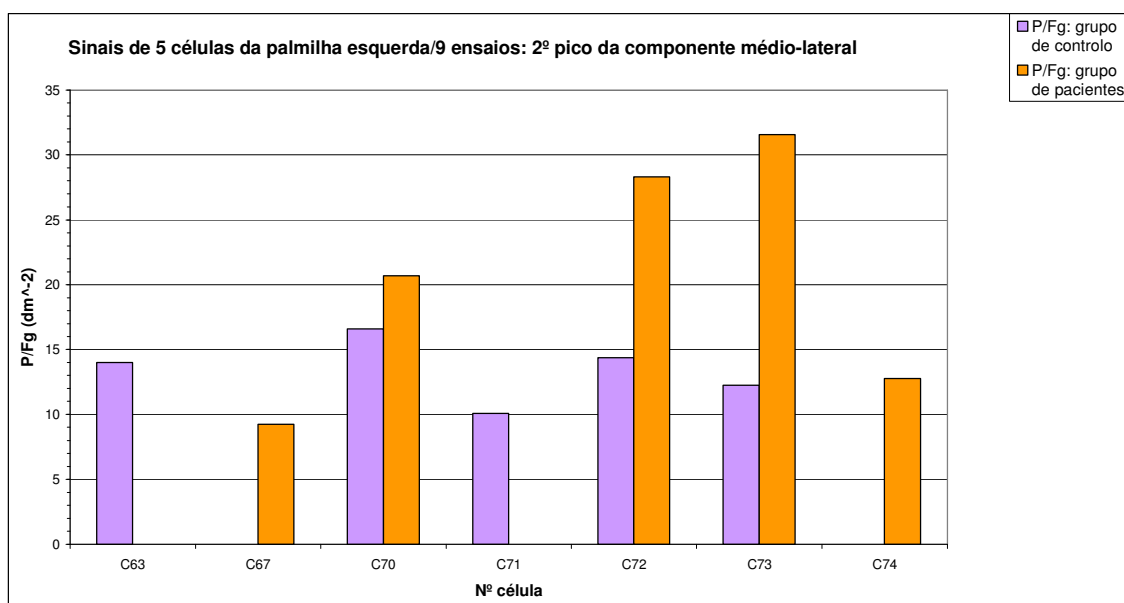


Figura 3.19 - Gráfico comparativo dos valores acumulados de pressão normalizada mais elevados de 5 células da palmilha esquerda, relativo ao 2º pico da componente médio-lateral de 9 ensaios efectuados por grupo.

Esta análise podobarométrica apresenta doze gráficos onde são apresentadas as cinco células mais solicitadas nos padrões de distribuição de pressões das palmilhas para seis instantes distintos relativos os grupos de controlo e de pacientes. O objectivo desta análise visa também aferir o grau de coincidência das células apuradas por grupo. Esse grau é de 3.67, numa escala de 0 a 5, onde 5 representa coincidência total e 0 a inexistência de qualquer coincidência de células. As células mais pontuadas apresentadas nos gráficos correspondentes aos primeiros picos das três componentes, em ambas as palmilhas, são as C8, C9 e C10, sobrando as C7 e C11 que apresentam menor incidência. Relativamente às células mais pontuadas em todos os gráficos dos segundos picos, estas são as C70 e C72, embora seguidas de perto pelas C63, C71 e C73. Ainda referente às células mais pontuadas dos segundos picos, aparece por duas vezes a célula C90 e uma vez a C91. Aliás, as células C90 e C91 só aparecem nos dois gráficos comparativos correspondentes aos segundos picos da componente antero-posterior, o que indicia alguma importância destas células em estudos a efectuar às componentes horizontais, tais como o do posicionamento do sensor apresentado no capítulo seguinte.

A figura 3.20 apresenta a imagem das palmilhas esquerda e direita, assinalando as células mais pontuadas de todas as apresentadas desde o gráfico 3.8 ao 3.19. As células referentes aos primeiros picos de todas as três componentes aparecem na zona do calcanhar (retropé), enquanto as referentes aos segundos picos aparecem na zona das primeiras cabeças metatársicas das duas palmilhas (zona do antepé).

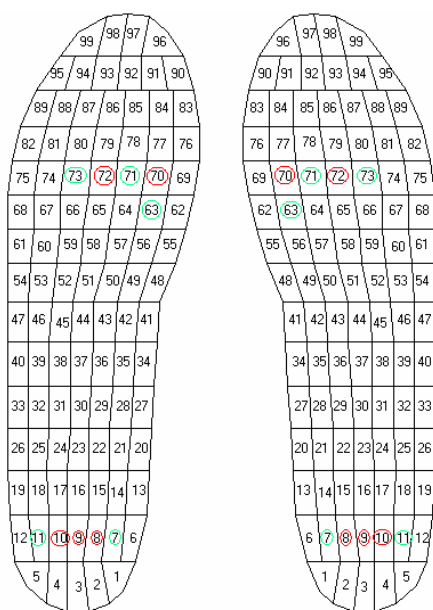


Figura 3.20 - Imagem do sistema de palmilhas representando a esquerda e a direita, na ordem correspondente, indicando as células mais pontuadas a vermelho e as seguintes a verde.

Analisando a figura 3.20 pode observar-se que as células mais solicitadas em termos de pressão localizada se encontram em zonas da planta do pé anunciadas na literatura de referência [40, 41]. No entanto, um dos objectivos primordiais desta análise podobarométrica consiste em identificar a relação espaço-temporal dos picos de intensidade das componentes vertical e horizontais da força gerada na marcha, presentes numa amostra de neuropatas diabéticos e de indivíduos saudáveis. Quanto à relação espacial, pode dizer-se que o primeiro pico e o segundo de cada uma das componentes acontece na mesma zona da planta do pé, isto é, as células da palmilha accionadas são praticamente as mesmas e as que diferem são vizinhas das mais pontuadas, tal como se pode observar pela figura anterior. A única excepção reside nas células C90 e C91, que não constam da lista das cinco mais pontuadas dos dois gráficos do segundo pico da componente vertical (um de cada palmilha), mas que constam nos dois gráficos referentes ao segundo pico da componente antero-posterior.

O quadro 3.3 apresenta uma tabela com os valores médios de diferença temporal existente entre os primeiros e segundos picos das componentes antero-posterior e médio-lateral, antero-posterior e vertical e finalmente das componentes vertical e médio-lateral. Estes valores médios são calculados com base nos nove ensaios efectuados pelos três elementos de cada grupo a pisar a plataforma de forças com um pé (esquerdo ou direito), fazendo a média das diferenças dos tempos dos picos respectivos.

grupo	pé	compar (a-p/vert)		compar (a-p/m-l)		compar (vert/m-l)	
		$\Delta tm(1p)$ (s)	$\Delta tm(2p)$ (s)	$\Delta tm(1p)$ (s)	$\Delta tm(2p)$ (s)	$\Delta tm(1p)$ (s)	$\Delta tm(2p)$ (s)
pacientes	direito	-0,081	0,07	-0,079	0,061	0,002	-0,008
	esquerdo	-0,079	0,078	-0,09	0,073	-0,011	-0,005
controlo	direito	-0,14	0,079	-0,097	0,057	0,044	-0,022
	esquerdo	-0,053	0,086	-0,032	0,045	0,021	-0,04

Quadro 3.3 – Tabela dos valores de diferença temporal entre os primeiros e segundos picos das 3 componentes de força para todos os ensaios efectuados por todos os indivíduos de cada grupo e para cada um dos pés.

Quanto à relação temporal dos picos de intensidade das três componentes da força, pode observar-se que as diferenças médias vão desde os 0.002 aos 0.14s. Isto significa que o máximo dos valores médios de diferença temporal obtidos é de sete frames da palmilha. No entanto, os valores médios dos valores de $\Delta t_m(1p)$ e $\Delta t_m(2p)$ para todos os indivíduos e para ambos os pés é de 0.05 e 0.04s, respectivamente, isto é, 2.5 e 2 frames. Analisando os valores da tabela do quadro 3.3 e os valores médios anteriormente expostos (0.05 e 0.04s), é possível aferir que há realmente um desfasamento temporal médio significativo entre os primeiros picos das três componentes, bem como entre os segundos picos das mesmas componentes.

Após esta análise, é possível confirmar as conclusões de estudos científicos efectuados, que apontam para a simultaneidade espacial de ocorrência de esforços verticais e horizontais gerados em instantes específicos da marcha, embora não haja, ainda segundo esses estudos, simultaneidade temporal [2, 3].

4- Estudo do sensor desenvolvido no LOME

Este capítulo é dedicado à realização de um primeiro estudo no sentido de caracterizar o sensor desenvolvido no LOME. Este sensor ainda em fase de protótipo, que foi desenvolvido por Arcelina Marques, no âmbito da sua tese de doutoramento [69] e tem como função medir as componentes horizontais da força gerada durante a marcha. Deve referir-se que este protótipo está ainda em desenvolvimento no sentido de o adaptar às funções para que foi concebido, isto é, instrumentação de um sapato para utilização no diagnóstico de problemas plantares ou no apoio a tratamento ambulatorio.

No presente estudo, realizado maioritariamente num Laboratório de Biomecânica, procurou-se saber qual a informação relevante que este sensor permite obter sobre a marcha humana. Numa primeira etapa foram identificados, nos sinais do sensor, os instantes importantes do ciclo de marcha, isto é, os instantes de contacto inicial (CI) e de descolagem do pé (DP). Só na posse desta informação foi depois possível analisar convenientemente os sinais do sensor e compará-los com os da plataforma de forças, que aqui foi utilizado como elemento calibrador.

Na parte final deste capítulo, no subcapítulo onde são apresentados e discutidos os dados adquiridos, é feita a comparação da matriz de células mais pontuadas na análise podobarométrica efectuada no capítulo 3 com a zona onde foi colocado sensor.

4.1- Material e método experimental

4.1.1- Material utilizado

Neste estudo são apresentados e analisados dados experimentais obtidos em duas sessões de medições com o protótipo em duas fases distintas da sua evolução. Numa primeira sessão foram recolhidos dados do protótipo, plataforma de forças, sistema de palmilhas e provenientes de duas câmaras de vídeo. Na segunda sessão, não foram recolhidos dados do sistema de palmilhas nem das câmaras de vídeo. Nesta sessão foi utilizada a plataforma de forças e o protótipo alterado de forma a possibilitar a sinalização dos instantes de contacto inicial e abandono de contacto do apoio na plataforma de forças.

Os dispositivos dinamométricos usados nesta parte do trabalho são os mesmos a que se recorreu para a realização do estudo da marcha dos neuropatas diabéticos.

Na primeira sessão, o sistema de medida em estudo consistia numa soca que incorporava o sensor para medir as componentes horizontais e um filme de PVDF colocado sobre o sensor na zona exposta ao contacto com a superfície plantar. Este último foi colocado numa zona correspondente (em posição e área) à célula número 70 da palmilha esquerda (C70) e destinava-se a medir a componente vertical, dado que o sensor só mede as componentes horizontais. Foram criados relevos na superfície da soca em contacto com a região plantar para que o sensor, o filme de PVDF e os cabos de ligação não fossem danificados durante a marcha. Esses cabos ligam os sensores e do PVDF ao sistema de aquisição e processamento do sinal, que, por sua vez, está também ligado por um cabo a um sistema de controlo.

Na segunda sessão de medições, o sistema do protótipo mantinha o sensor mas foi retirado o filme de PVDF. Em substituição deste último o sistema foi equipado com

um sistema composto por um detector do CI e outro do DP. Estes detectores permitem detectar o CI e DP da soca com a plataforma e foram utilizados alternadamente. Como o sistema de aquisição utilizado só dispunha de quatro entradas e três estavam reservadas para o sensor, apenas uma podia ser utilizada para adquirir os sinais gerados por estes dispositivos.

Em todas as medições realizadas o indivíduo em estudo utilizava duas socas semelhantes, pelo que além da soca instrumentada, para o pé esquerdo, foi também construída uma soca direita. Ambas as socas, construídas por prototipagem rápida, têm um formato normal e solas rígidas, não permitindo que estas se moldem à planta do pé durante as fases de apoio deste com o solo. A utilização de duas socas iguais deve-se ao facto de se pretender recolher resultantes de marchas simétricas. A limitação imposta pela natureza das solas (rígidas), deve-se ao facto do sistema estar ainda numa fase inicial do seu desenvolvimento, futuramente o sensor será incorporado em solas flexíveis. No entanto, deve referir-se que existe uma diferença funcional entre as socas, pois apenas uma foi instrumentada.

Desta forma, os dispositivos utilizados na realização deste estudo são os seguintes:

- três computadores pessoais;
- uma plataforma de forças;
- um amplificador;
- um conversor analógico-digital (A/D) Biopac de 16 bits;
- uma unidade de interface *Biopac UM100*;
- um sistema de palmilhas transdutoras de pressão plantar;
- uma soca (esquerda) instrumentada com o sensor;
- duas câmaras de vídeo digitais (Sony DV);
- dois LED;
- um sensor em filme de PVDF;
- um sistema de aquisição *Data-logger USB 9215*;
- dois interruptores SW100.

O sistema de aquisição de dados utilizado foi fabricado pela *National Instruments* (NI) e adquire e processa os sinais do sensor e dos interruptores montados na soca. Este sistema opera à frequência de 1KHz, em quatro canais diferenciais, sendo três reservados para o sensor e um para o interruptor. O sensor foi colocado num plano que permite medir as forças horizontais provocadas pela planta do pé. Para poder detectar sinais com maior amplitude foi colocado numa zona da soca que, quando calçada, o situa imediatamente por baixo da cabeça do primeiro metatarso.

Os dois interruptores incorporados no sistema são do tipo SW100 da *Measurement Specialties* e sempre que são accionados, emitem sinais em tensão iguais à alimentação dos respectivos circuitos, isto é, 9V. Foram feitos relevos na parte anterior e posterior da soca instrumentada para comportar estes interruptores, de forma a não serem danificados pela marcha.

A plataforma de forças e o sistema de palmilhas usadas neste estudo são os usados no estudo do capítulo anterior, isto é, a *Bertec AM 4060-15* e o *Pedar Insole System*, respectivamente. As frequências de aquisição de dados da plataforma de forças e do sistema de palmilhas foram de 1KHz e 50Hz, respectivamente. O par de palmilhas usado é referenciado pela cor castanho claro (V-11811-1182r), pois era esse o que melhor se ajustava à área de apoio do par de socas e aos pés dos indivíduos que participaram nas sessões de medições. Esses indivíduos são do sexo feminino, saudáveis e pertencem à equipa de investigadores do LOME.

Os sinais adquiridos no sensor do protótipo são denominados de componente antero-posterior (F_y) e médio-lateral (F_x), mas o seu referencial é móvel, isto é, o seu referencial é o do próprio sapato, enquanto que os respectivos sinais F_x e F_y obtidos na plataforma de forças têm um referencial fixo, pois a plataforma de forças é fixa. Este facto deve ser tido em conta no estudo feito aos dados obtidos destes dispositivos.

O sistema de controlo e armazenamento dos sinais do protótipo é composto por um computador portátil e um programa em *LabView* elaborado para o efeito.

A figura 4.1 apresenta um esquema com os dispositivos usados neste estudo.

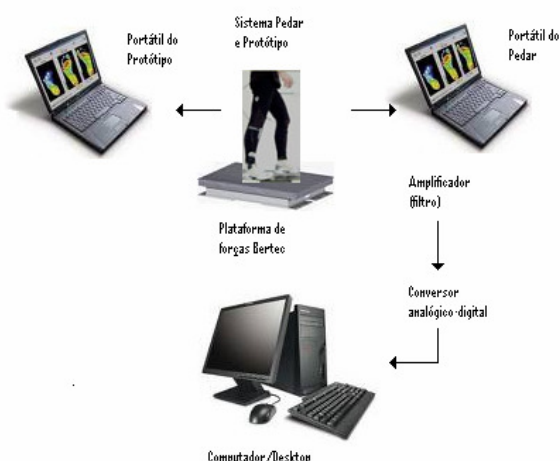


Figura 4.1 – Representação esquemática das ligações entre o protótipo, plataforma de forças, sistema de palmilhas e restante equipamento.

As figuras 4.2 e 4.3 correspondem a fotografias da face inferior da soca instrumentada (à esquerda) e do sistema integrado do protótipo do sensor (à direita). Estas fotografias foram tiradas para a configuração utilizada na segunda sessão de medições.

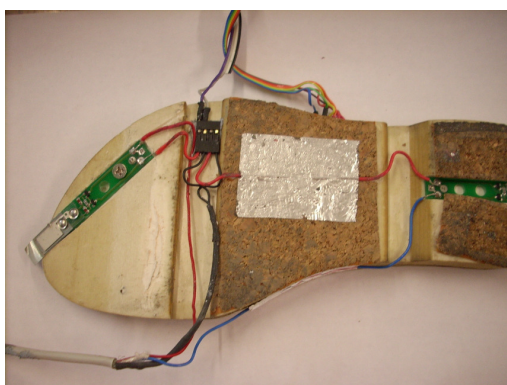


Figura 4.2 – Fotografia da face inferior da soca instrumentada com o sensor e 2 interruptores.



Figura 4.3 – Fotografia do sistema integrado do protótipo, incluindo o par de socas.

Na figura 4.4 é apresentada uma fotografia de um dos indivíduos que participou nas medições quando se encontrava já preparado para iniciar as medições, isto é, equipado com o protótipo do sensor.



Figura 4.4 – Fotografia de um dos indivíduos que participou nos ensaios equipado com o sistema integrado do protótipo.

4.1.2- Método experimental

Na primeira sessão de medições somente um indivíduo foi alvo de estudo, enquanto na segunda sessão foi incluído um segundo elemento. Ambas as sessões tiveram lugar no LBD, na FADEUP.

Na segunda sessão, ambos os indivíduos usaram o mesmo sistema integrado do protótipo apresentado nas figuras 4.3 e 4.4. A uniformização do tipo de calçado usado pelos indivíduos foi cumprida pois ambos os indivíduos usaram o mesmo par de socas. Desta forma eliminaram-se os efeitos indesejados que se poderiam fazer sentir nas variáveis biomecânicas relevantes para este estudo, tal como é referido em alguns estudos publicados [68, 46].

Protocolo experimental

Na primeira sessão de medições, o objectivo visava a detecção dos instantes de contacto inicial (CI) e de descolagem do pé (DP) nos sinais do protótipo.

Em todas as medições (ensaios) da primeira sessão a marcha começava sempre com o pé direito e, de seguida, o pé esquerdo tocava a plataforma de forças, em seguida o pé direito pisava à frente da mesma plataforma e finalizava a marcha com os pés unidos. Foi feita uma série de ensaios com a soca instrumentada e plataforma de forças e outra série com soca instrumentada, plataforma de forças e sistema de palmilhas colocadas em ambas as socas. Os ensaios foram registados com duas câmaras de vídeo convencionais (25Hz) colocadas nas posições transversal e longitudinal relativamente à trajectória da marcha. Para possibilitar uma análise síncrona entre as imagens vídeo e os dados da plataforma foram utilizados dois diodos emissores de luz (*Light Emitting Diode* - LED) para assinalar o início e o fim das medições na plataforma de forças. Esses LEDs estão colocados no campo de visão das câmaras por forma a serem incluídos nas imagens registadas. Quando estes dispositivos se ligam e desligam alternadamente num curto intervalo de tempo, sinalizam o arranque ou a paragem das aquisições da plataforma de forças.

Relativamente à segunda sessão de medições, o objectivo foi um pouco mais ambicioso que o da primeira sessão. Nesta fase já se dispunha de uma análise dos resultados da primeira sessão e, em consequência disso, de alguns melhoramentos introduzidos no protótipo. Tal como foi anteriormente referido, nesta sessão já se

dispunha de dispositivos para identificar os instantes CI e DP. Assim sendo, o objectivo deste sessão de medições já não era o de identificar os instantes CI e DP, mas o de confirmar essas localizações temporais, comparando os sinais da plataforma de forças com os obtidos pelos interruptores e sensor.

Na segunda sessão de medições, o procedimento experimental foi ligeiramente diferente do seguido na primeira. Em cada uma dos ensaios o indivíduo começava e acabava a marcha com o pé esquerdo no ar. Depois de ser dada a ordem de início do ensaio o indivíduo pousava o pé esquerdo no chão, avançava com o direito, pisava o pé esquerdo na plataforma de forças, avançava o direito à frente desta e acabava a marcha com o pé esquerdo levantado. Toda esta sequência de movimentos era feita à velocidade da marcha normal. Só se realizaram ensaios onde o pé esquerdo atacava a plataforma de forças, pelo facto de só a soca esquerda ser instrumentada. Como os interruptores trabalhavam em alternância e se obtinha uma amostra composta por dois indivíduos, foram efectuados quatro grupos de ensaios. Para ambos os indivíduos foi recolhido um grupo de ensaios com o interruptor do CI e outro com o interruptor do DP.

Para cada grupo de medições da segunda sessão, foram seleccionados os cinco melhores ensaios e de cada um destes foram recolhidos quatro sinais das socas, três do sensor e um do interruptor (*trigger*) em funcionamento (CI ou DP). A taxa de amostragem é de 1KHz quer para o protótipo (composto pelas socas e pelo interruptor) quer para a plataforma de força. A duração típica de cada medição é de três segundos na plataforma de forças e no protótipo é de dez segundos.

4.2- Apresentação e discussão de resultados

Os resultados apresentados neste capítulo correspondem aos obtidos na segunda sessão de medições pelo facto de estes se aproximarem mais dos necessários para a caracterização do sensor. No entanto, os dados obtidos na primeira sessão de medições estão apresentados em anexo para utilização futura. Estes dados resultam da aplicação de um filtro Butterworth de terceira ordem (passa baixo, com a frequência de corte de 10Hz) aos sinais adquiridos no protótipo do sensor, para remoção de ruído. A frequência de corte aos 10 Hz foi obtida após vários testes efectuados utilizando sobre os sinais filtros de Butterworth de segunda ordem, com frequências de corte de 1.5Hz e 5Hz. As imagens de vídeo foram utilizadas para determinar os instantes CI e DP nos sinais das socas. Como o sinal vídeo é amostrado a uma frequência bastante inferior foi necessário recorrer aos sinais da plataforma de forças para localizar com precisão os instantes CI e DP.

Na segunda sessão de medições o protótipo já dispõe de dispositivos capazes de identificar eficazmente os momentos CI e DP nos sinais do sensor. Estes sinais são obtidos de forma síncrona pelo mesmo sistema que adquire os sinais do sensor.

Os dados apresentados na segunda sessão traduzem-se em quatro grupos de medições com cinco ensaios cada, tal como foi referido no protocolo experimental deste capítulo. Dois grupos de medições foram efectuados com o interruptor do CI a funcionar, enquanto nos outros dois funcionou o interruptor que assinala o DP. Os primeiro e terceiro grupos de medições dizem respeito ao sujeito “ds”, enquanto o segundo e o terceiro grupos correspondem ao sujeito “am”. O tratamento dos dados de todas as medições da segunda sessão efectuadas com o protótipo é feito com o filtro de Butterworth de terceira ordem (10Hz). Os gráficos individuais que apresentam os dados do protótipo (sensor e interruptor) e da plataforma de forças desta sessão de medições são apresentados separadamente e estão em anexo.

Neste capítulo apresentamos três categorias de gráficos. A primeira diz respeito a dois gráficos que situam a componente vertical da força registada na plataforma de forças em função do *trigger* em funcionamento (CI ou DP) e assinalam as zonas do sinal do sensor mais relevantes. A segunda categoria de gráficos apresentados neste capítulo é a relativa às curvas médias e respectivos desvios padrão das componentes médio-lateral (Fx) e antero-posterior (Fy) da força registada nos quatro grupos de medições pelo sensor, para cada indivíduo e *trigger* usado. Desta forma, esta categoria tem oito gráficos, isto é, dois por cada grupo de medições. Finalmente, a terceira categoria de gráficos corresponde às curvas médias e respectivos desvios padrão das três componentes da força registada na plataforma de forças, sendo que cada gráfico apresenta uma curva dos dez ensaios efectuados por cada um. Assim sendo, para esta categoria temos três gráficos a apresentar duas curvas: uma para o sujeito “ds” e outra para o “am”. As designações “sl” e “pf” correspondem aos sinais do sensor e da plataforma de forças, respectivamente.

Em cada um dos gráficos apresentados na primeira categoria, é assinalada a zona do sinal do sensor mais relevante desenhando uma elipse, que está incluída na fase de propulsão do pé esquerdo do indivíduo. Do ponto de vista da força registada na zona das cabeças metatársicas, esta fase do ciclo de marcha é a mais relevante. Outro aspecto focado nesta categoria de gráficos é a relação entre o sinal do *trigger* a funcionar (CI ou DP), os sinais do sensor e os da plataforma de forças, através da sua componente vertical. Relativamente aos dados recolhidos com o interruptor do CI a funcionar, não pode afirmar-se com um rigor absoluto que o momento em que este dispositivo emite sinal corresponde exactamente ao momento do contacto inicial do pé com a plataforma de forças, isto é, ao instante CI. No entanto, é de esperar que esse erro seja pequeno e constante em todos os ensaios. Relativamente ao *trigger* DP, é de esperar que o erro correspondente seja ligeiramente superior. No entanto, estes dispositivos correspondem a um importante avanço no sentido de localizar estes dois instantes nos sinais recolhidos do sensor, quando comparado ao que foi alcançado na primeira sessão de medições. Numa fase posterior, quando for possível implementar um sistema de sincronização dos sinais do protótipo e da plataforma de forças, poderemos aferir qual o desfasamento introduzido por este sistema manual de sincronização.

Os gráficos das figuras 4.5 e 4.6 apresentam os ensaios 1319 e 1536 efectuados na segunda sessão de medidas pelos indivíduos “am” e “ds”, respectivamente. Estes gráficos apresentam os sinais do sensor (Fx e Fy), da componente vertical da plataforma de forças (Fz) e do *trigger* CI e ainda um círculo assinalando uma zona do sinal do sensor mais relevante para este bestudo. A sincronização da componente vertical registada na plataforma de forças e dos sinais do protótipo é feito de forma diferente nos dois gráficos. No gráfico da figura 4.5 ajustamos o início do sinal útil da plataforma de forças pelo início do segundo pico do sinal do *trigger* CI, enquanto no outro gráfico fazemos o ajuste do final do sinal útil da plataforma de forças pelo início do segundo pico do sinal do *trigger* DP. Note-se que parte útil do sinal da plataforma de forças é definida como a parte do sinal registado na plataforma de forças onde há contacto do pé com a mesma. O sinal do *trigger* tem a denominação de S(t) e é expresso em V (volts), os sinais do sensor têm a designação de S(F) e são adimensionais e proporcionais aos valores de força medidos no sensor. S(F) representa igualmente a componente vertical da força medida na plataforma de forças e é adimensional. Os sinais do sensor e da plataforma de forças apresentados nestes gráficos estão normalizados ao peso do indivíduo. Nestes dois gráficos foi necessário dividir os sinais do protótipo (sensor e *trigger*) por 10, por causa da dimensão do sinal da plataforma de forças.

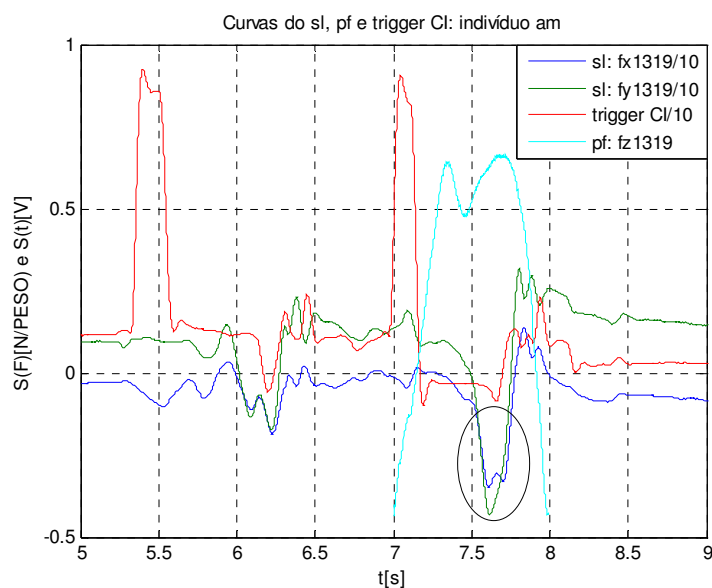


Figura 4.5 – Gráfico dos sinais do sensor, *trigger CI* e da componente vertical da plataforma de forças relativos ao ensaio 1319 efectuado pelo indivíduo “am”.

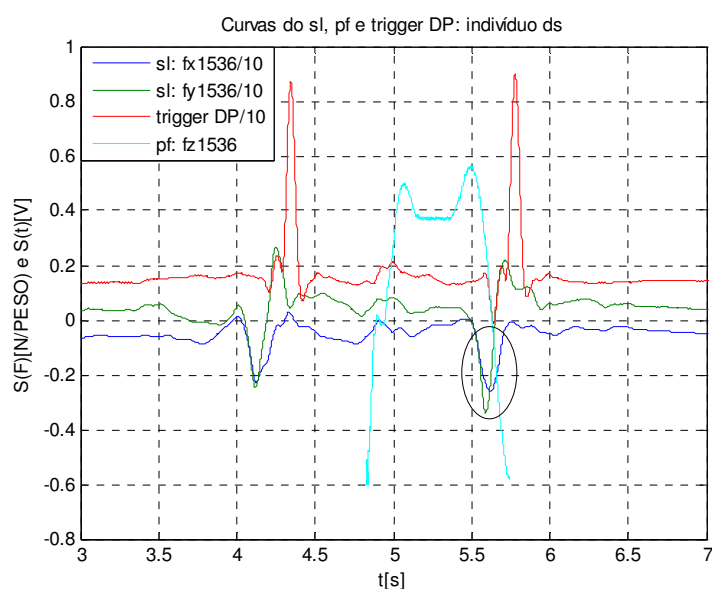


Figura 4.6 – Gráfico dos sinais do sensor, *trigger DP* e da componente vertical da plataforma de forças relativos ao ensaio 1536 efectuado pelo indivíduo “ds”.

A elaboração dos gráficos da segunda categoria contemplou a normalização dos intervalos de tempo de duração dos ensaios e dos valores dos sinais adquiridos no sensor, para poder elaborar curvas médias e desvios padrão desses sinais (F_y e F_x).

Nas figuras 4.7 e 4.8 apresentamos os gráficos relativos às medições efectuadas com o indivíduo “ds” a usar protótipo com o *trigger CI* activado, onde estão representadas as curvas médias e desvios padrão das componentes médio-lateral (F_x) e antero-posterior (F_y) da força medida no sensor, respectivamente.

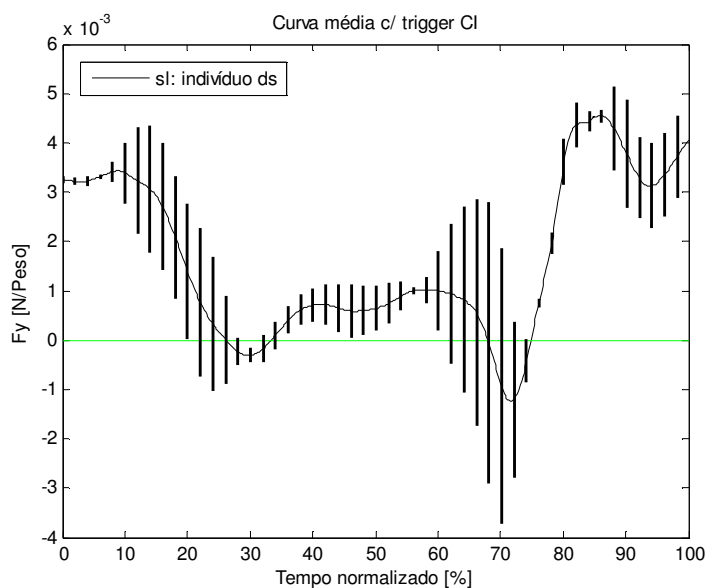


Figura 4.7 – Gráfico da curva média e desvio padrão da componente antero-posterior do sensor relativa aos cinco ensaios efectuados pelo indivíduo “ds” com o *trigger* CI.

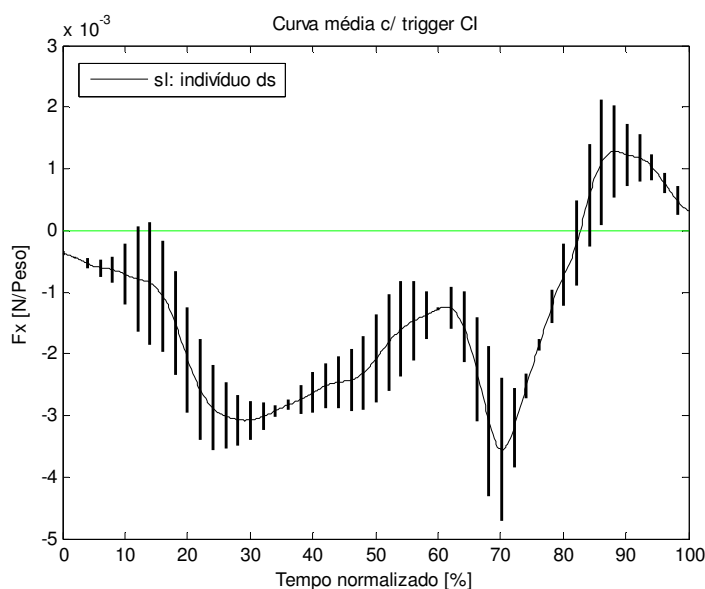


Figura 4.8 – Gráfico da curva média e desvio padrão da componente médio-lateral do sensor relativa aos cinco ensaios efectuados pelo indivíduo “ds” com o *trigger* CI.

Nas figuras 4.9 e 4.10 apresentamos os gráficos relativos às medições efectuadas com o indivíduo “am” a usar protótipo com o *trigger* CI activado, onde estão representadas as curvas médias e desvios padrão das componentes médio-lateral (F_x) e antero-posterior (F_y) da força medida no sensor, respectivamente.

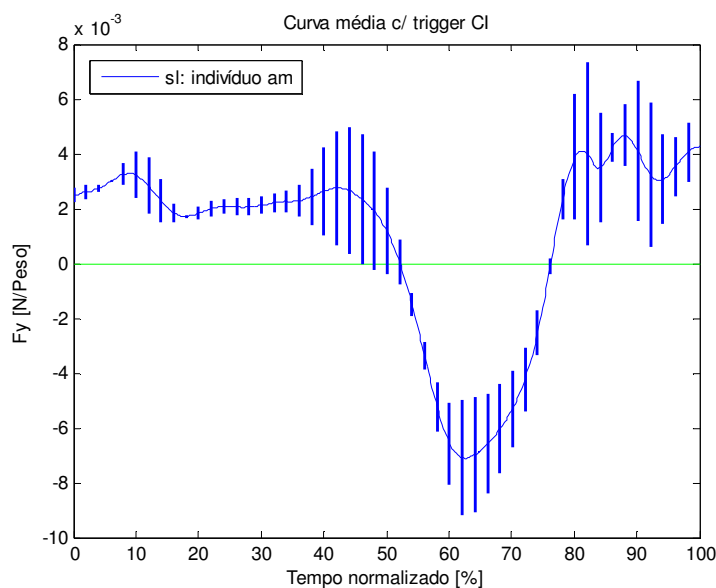


Figura 4.9 – Gráfico da curva média e desvio padrão da componente antero-posterior do sensor relativa aos cinco ensaios efectuados pelo indivíduo “am” com o *trigger* CI.

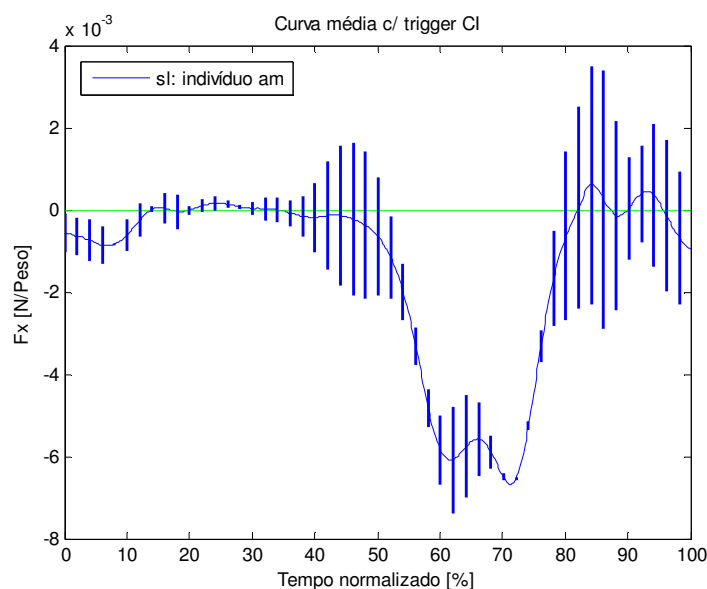


Figura 4.10 – Gráfico da curva média e desvio padrão da componente médio-lateral do sensor relativa aos cinco ensaios efectuados pelo indivíduo “am” com o *trigger* CI.

Nas figuras 4.11 e 4.12 apresentamos os gráficos relativos às medições efectuadas com o indivíduo “ds” a usar protótipo com o *trigger* DP activado, onde estão representadas as curvas médias e desvios padrão das componentes médio-lateral (Fx) e antero-posterior (Fy) da força medida no sensor, respectivamente.

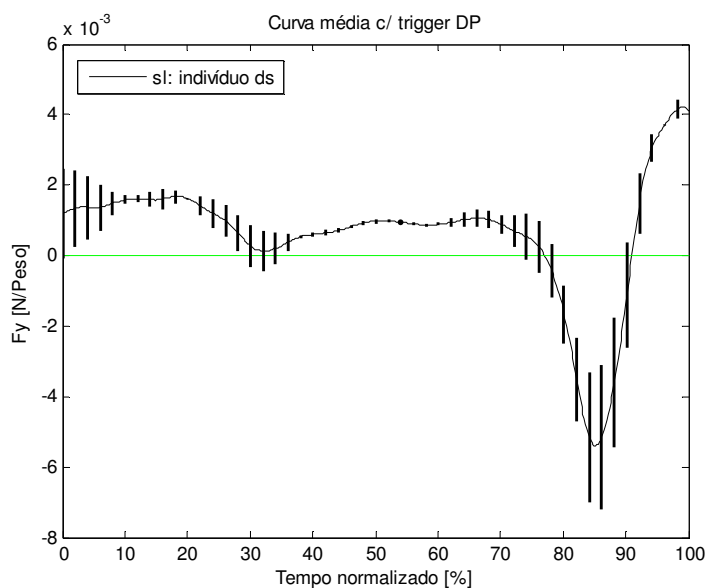


Figura 4.11 – Gráfico da curva média e desvio padrão da componente antero-posterior do sensor relativa aos cinco ensaios efectuados pelo indivíduo “ds” com o *trigger* DP.

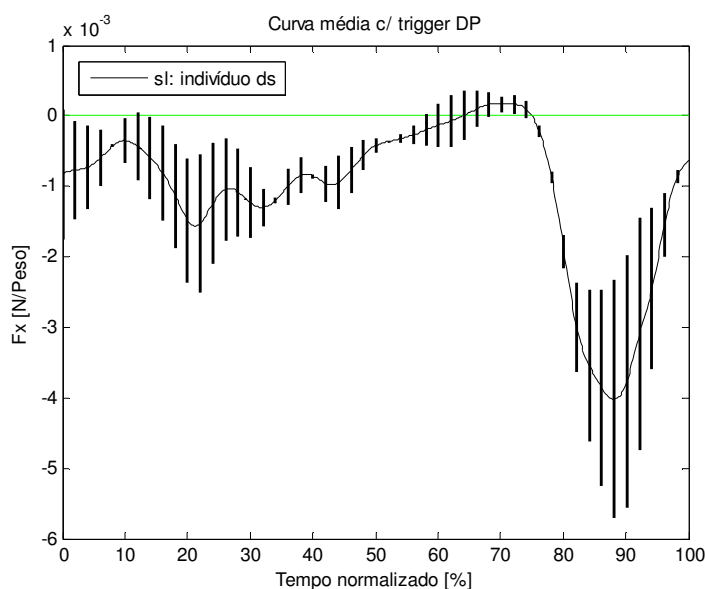


Figura 4.12 – Gráfico da curva média e desvio padrão da componente médio-lateral do sensor relativa aos cinco ensaios efectuados pelo indivíduo “ds” com o *trigger* DP.

Nas figuras 4.13 e 4.14 apresentamos os gráficos relativos às medições efectuadas com o indivíduo “am” a usar protótipo com o *trigger* DP activado, onde estão representadas as curvas médias e desvios padrão das componentes médio-lateral (Fx) e antero-posterior (Fy) da força medida no sensor, respectivamente.

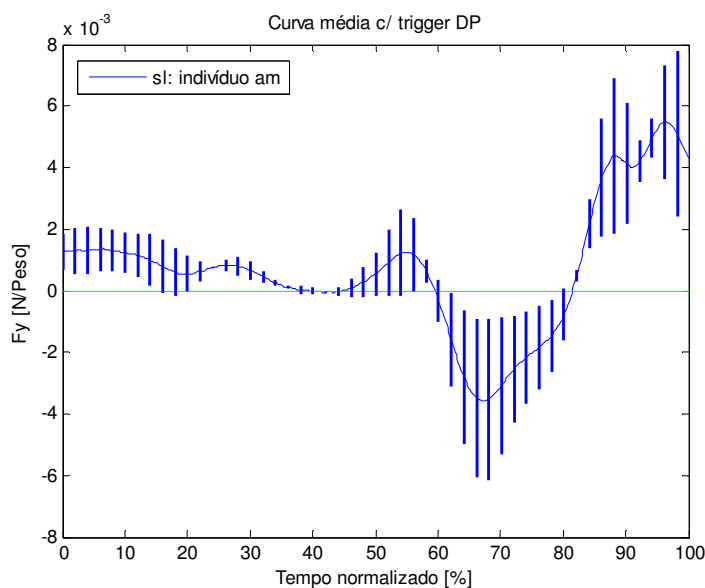


Figura 4.13 – Gráfico da curva média e desvio padrão da componente antero-posterior do sensor relativa aos cinco ensaios efectuados pelo indivíduo “am” com o *trigger* DP.

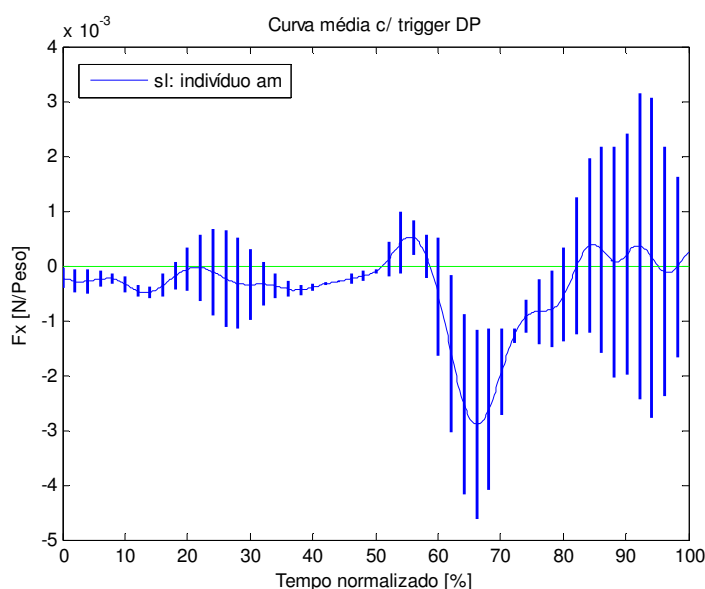


Figura 4.14 – Gráfico da curva média e desvio padrão da componente médio-lateral do sensor relativa aos cinco ensaios efectuados pelo indivíduo “am” com o *trigger* DP.

Os gráficos 4.15, 4.16 e 4.17 dizem respeito à terceira categoria de gráficos. A elaboração destes gráficos contemplou a normalização dos intervalos de tempo de duração dos ensaios e dos valores dos sinais adquiridos na plataforma de forças, para poder elaborar curvas médias e desvios padrão desses sinais (F_z , F_y e F_x). Os valores das três componentes da força apresentadas nestes gráficos são adimensionais.

Nas figuras 4.15, 4.16 e 4.17 apresentamos os gráficos com as curvas médias e respectivos desvios padrão das componentes vertical (F_z), antero-posterior (F_y) e médio-lateral (F_x) da força registada na plataforma de forças. Cada curva média e respectivo desvio padrão apresentados nestes três gráficos representam os dez ensaios efectuados pelos indivíduos “ds” e “am”.

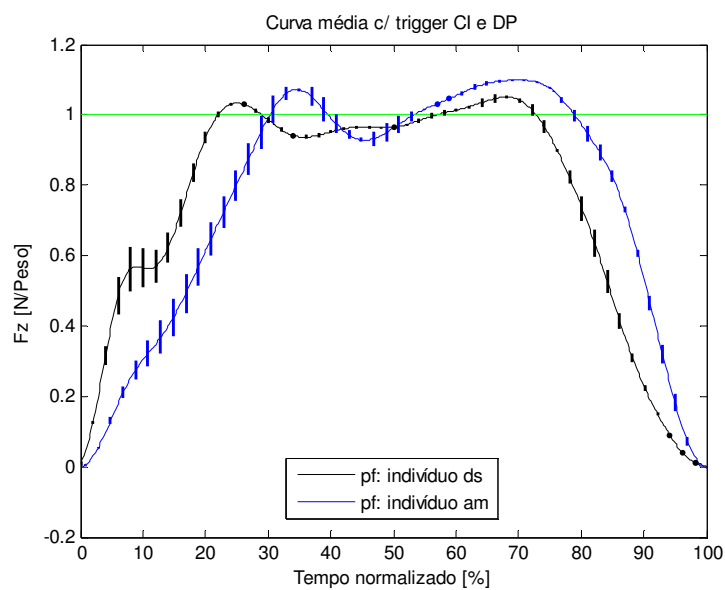


Figura 4.15 – Gráfico das curvas médias e desvios padrão das componentes verticais da plataforma de forças relativos aos dez ensaios efectuados pelos indivíduos “am” e “ds”.

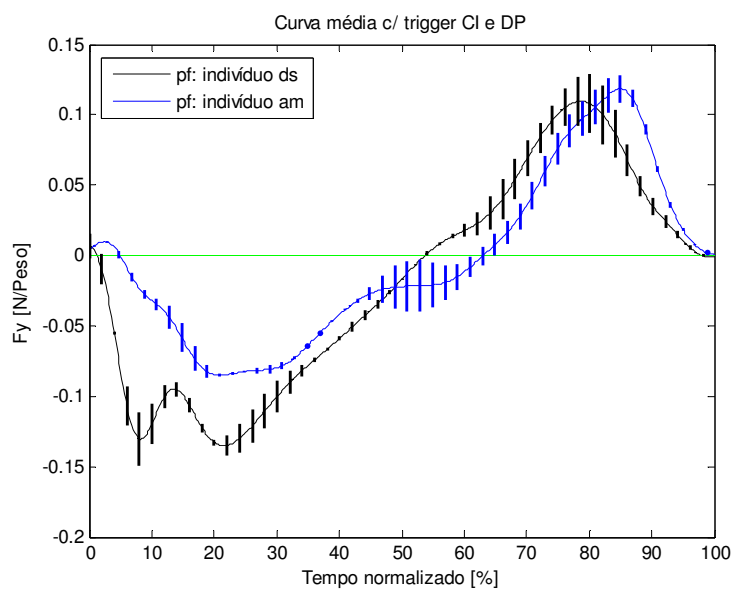


Figura 4.16 – Gráfico das curvas médias e desvios padrão das componentes antero-posteriores da plataforma de forças relativos aos dez ensaios efectuados pelos indivíduos “am” e “ds”.

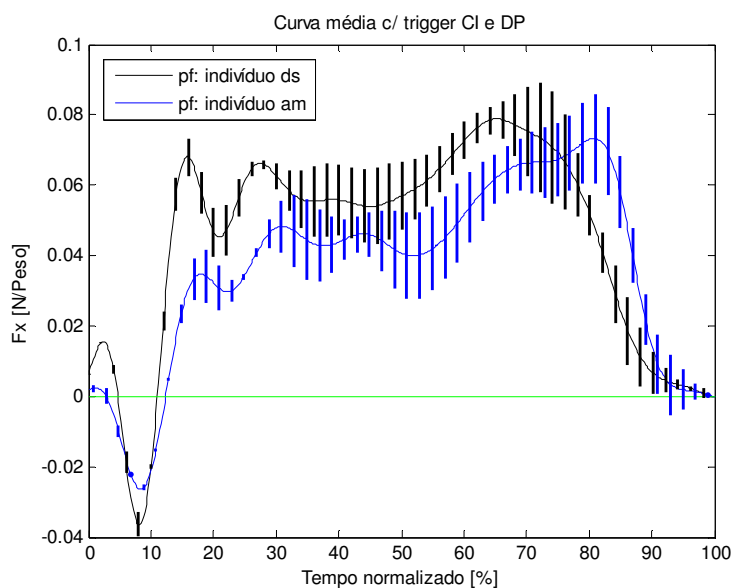


Figura 4.17 – Gráfico das curvas médias e desvios padrão das componentes médio-laterais da plataforma de forças relativos aos dez ensaios efectuados pelos indivíduos “am” e “ds”.

Analisando o ajuste do sinal da plataforma de forças aos sinais do protótipo feito no gráfico da figura 4.5, é possível ver que a zona do sinal do sensor assinalada com a elipse está um pouco à esquerda do segundo pico da componente vertical da plataforma de forças, isto é, do ponto 4 da respectiva componente assinalado no quadro 3.2 do capítulo 3. Analisando agora o ajuste feito aos mesmos sinais no gráfico da figura 4.6, pode verificar-se que a zona assinalada com a elipse está um pouco à direita do segundo pico da componente vertical da plataforma de forças. A zona do sinal do sensor assinalada pela elipse corresponde ao segundo pico da componente antero-posterior (ponto 3 da respectiva componente do quadro 3.2) do sinal registado na plataforma de forças. Tendo em conta este facto, pode afirmar-se que os ajustes feitos nestes gráficos aos sinais do protótipo e da plataforma de forças parecem confirmar o raciocínio intuitivo feito aos desfaseamentos existentes entre os momentos CI e DP reais e os assinalados pelos *triggers* respectivos. No entanto, trata-se de uma análise feita a um só par de ensaios com *triggers* CI e DP. Para este raciocínio intuitivo ser estatisticamente válido será preciso realizar esta operação a um número razoável (igual ou superior a sete) de indivíduos e de pares de ensaios com *triggers* CI e DP e confirmar talvez com um novo processo de sincronização dos sinais do protótipo e da plataforma de forças.

Relativamente aos gráficos da figura 4.7 à 4.14, só nos podemos pronunciar acerca das zonas das curvas médias correspondentes às assinaladas nos gráficos das figuras 4.5 e 4.6 com as elipses. Estas partes só aparecem a partir dos 50 a 70% do intervalo de tempo dos sinais, dependendo da curva em análise. De uma forma genérica, nota-se que as curvas têm o mesmo comportamento, quer seja de sujeitos diferentes, quer de ensaios com *triggers* diferentes a actuar. Relativamente aos desvios padrão apresentados nestes gráficos, não nos é possível aferir qualquer comportamento anómalo que indicie erros graves executados nos ensaios ou problemas na aquisição dos dados. No entanto, tendo em conta que ainda nos encontramos numa fase embrionária deste estudo biomecânico do protótipo não é possível aprofundar muito a análise aos dados obtidos.

Os gráficos das figuras 4.15, 4.16 e 4.17 apresentam respectivamente as curvas médias e correspondentes desvios padrão das componentes vertical, antero-posterior e médio-lateral dos indivíduos “ds” e “am”. No entanto, estas curvas resultam de ensaios

feitos por estes indivíduos somente com a sola esquerda, sendo ambas as socas feitas de uma sola rígida. Não sendo um calçado flexível na sola, que permitisse um acompanhamento razoável dos movimentos naturais do pé durante as fases do ciclo de marcha, não se pode ser muito minuciosos na análise dos dados da plataforma de forças. Alguns estudos realizados a esta questão apontam no sentido de existirem diferenças significativas nas medições obtidas neste e noutros dispositivos usados em estudos biomecânicos da marcha [46]. No entanto, é útil ver até que ponto esta limitação técnica altera o sinal. Analisando as curvas médias dos gráficos das figuras 4.15, 4.16 e 4.17, verificamos que correspondem razoavelmente à anunciada na literatura [21]. No entanto, notam-se em algumas dessas curvas ligeiras omissões de pontos destacados que são apresentados no quadro 3.2 do capítulo 3. Uma dessas situações acontece na curva média da componente vertical do sujeito “am” apresentada no gráfico da figura 4.15, onde o ponto 1 não existe e outra acontece na curva média da componente médio-lateral (figura 4.17) dos dois indivíduos, onde o ponto 5 é inexistente. Na curva média do indivíduo “ds” apresentada no gráfico da figura 4.16, nota-se a existência de uma pequena variação anormal na zona onde supostamente deveria existir um pico mínimo, isto é, no ponto 1 da respectiva componente do quadro 3.2. Esta variação anormal, em relação ao esperado na literatura [21], dever-se-á a um comportamento de marcha específico do indivíduo em causa.

4.2.1- Comparação da zona de colocação do sensor com as células destacadas na análise podobarométrica

O sensor desenvolvido no LOME foi colocado somente numa zona da sola esquerda assinalada com um círculo azul na figura 4.18. Esta parte do estudo dedica-se a uma comparação da matriz de células mais pontuadas na análise podobarométrica efectuada no capítulo 3 com a zona onde foi colocado sensor. Assim sendo, fazemos a sobreposição da figura 3.20 com a localização exacta da zona de implantação do sensor do LOME. Esta análise destina-se a definir futuras colocações na sola de mais sensores como este.

A figura 4.18 apresenta a imagem das palmilhas esquerda e direita, assinalando as células mais pontuadas na análise podobarométrica efectuada no capítulo 3, bem como a zona da sola onde se implantou o sensor do protótipo desenvolvido no LOME. Tal como é referido no subcapítulo 4.1, na primeira sessão de medições dispusemos de um protótipo com um filme de PVDF, que foi colocado na zona da sola equivalente à célula C70.

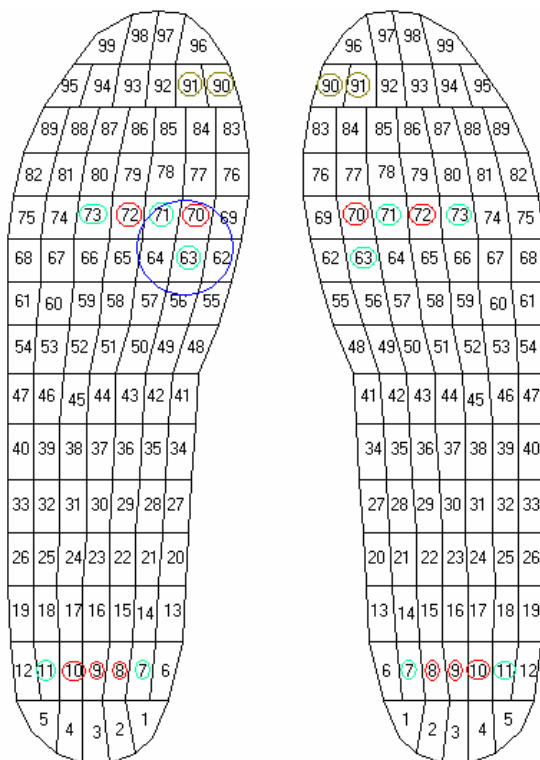


Figura 4.18 – Imagem do sistema de palmilhas representando a esquerda e a direita, na ordem correspondente, indicando as células mais pontuadas a vermelho e as seguintes a verde e ainda as células C90 e C91, bem como a localização do sensor do LOME.

A imagem da figura 4.18 apresenta as células assinaladas na figura 3.20 do capítulo 3, acrescidas das células C90 e C91, que estão assinaladas na com círculos verdes. Estas células da palmilha têm algum peso nos segundos picos das componentes horizontais da força gerada na marcha dos indivíduos dos dois grupos em estudo no capítulo 3, em ambas as palmilhas. Assim sendo, estas células também terão de ser consideradas em estudos a efectuar às componentes horizontais, bem como na escolha de zonas de colocação de sensores medidores das componentes horizontais da força gerada na marcha.

Analisando a posição do sensor e as células mais pontuadas no estudo podobarométrico efectuado no capítulo 3, pode corrigir-se um pouco a posição do mesmo para testes futuros. Essa correcção consiste em colocá-lo um pouco mais próximo do eixo longitudinal do pé e do hálux, em ambos os pés. Analisando a figura 4.18 pode observar-se que as células mais solicitadas em termos de pressão localizada se encontram em zonas da planta do pé enunciadas na literatura de referência [40, 41], isto é, retropé, e antepé. Os resultados destes ensaios relativamente à variação do padrão de pressões nestas zonas em função da evolução do apoio do pé seguem o previsto na literatura [33].

5- Conclusões

Nas tabelas das figuras 3.1 e 3.2 apresentadas no capítulo 3, vemos que alguns pontos destacados das componentes apresentam valores médios absolutos ou relativos de tempo ou força cujo valor de “p” é inferior a 0.05, isto é, esses pontos apresentam diferenças significativas entre os valores correspondentes nos grupos de controlo e de pacientes. Ambas apresentam de uma forma um pouco disseminada alguns valores relativos ou absolutos de força ou tempo com valores de “p” inferiores a 0.05, não havendo uma concentração excessiva de valores nestas condições em nenhum ponto ou componente. Duma forma global, pode concluir-se que não há diferenças significativas entre o conjunto de resultados dos grupos de pacientes e de controlo, embora haja diferenças pontuais em determinados resultados de alguns pontos apresentados nos quadros 3.1 e 3.2.

Com a análise podobarométrica efectuada no capítulo 3 é possível classificar a relação espaço-temporal dos picos de intensidade das componentes vertical e horizontais da força gerada na marcha de neuropatas diabéticos e de indivíduos saudáveis. Quanto à relação espacial, pode dizer-se que as células mais pontuadas nos respectivos picos das três componentes acontecem nas mesmas zonas do retopé e do antepé, com a excepção das células C90 e C91. Assim sendo, pode afirmar-se que há uma coincidência espacial quase total. Quanto à relação temporal dos picos de intensidade das três componentes da força, é possível aferir que há realmente um desfazamento temporal médio significativo entre os primeiros picos das três componentes da força medida, bem como entre os segundos picos das mesmas componentes. Desta forma, é possível concluir que a relação espaço-temporal dos picos máximos de intensidade (em módulo) das componentes vertical e horizontais da força gerada pelos indivíduos dos dois grupos aponta para a coincidência espacial e a não coincidência temporal, tal como é referido em alguns estudos realizados sobre este tema [2, 3].

Relativamente aos dados do estudo do sensor desenvolvido no LOME, pode concluir-se que o sensor foi colocado muito próximo de uma das zonas alvo, sendo aconselhável corrigir um pouco o seu posicionamento e colocar mais dois sensores nas zonas do hálux e do calcanhar. Se for possível, colocar um quarto sensor ao lado do deste estudo, na zona das cabeças metatársicas. Relativamente ao mecanismo de sincronização dos dados do sensor e da plataforma de forças utilizado neste estudo, é possível afirmar-se que já é possível localizar a zona de interesse dos sinais do sensor, com o uso dos *triggers*. No entanto, talvez fosse melhor aplicar um sistema de sincronismo mais evoluído, que actuasse durante a aquisição dos dados.

Bibliografia

Referências bibliográficas:

- [1] – J E Shaw, C H Schie, A L Carrington, C A Abbott e A J M Boulton, “An analysis of dynamic forces transmitted through the foot in diabetic neuropathy”, *Diabetes Care*, 1998, 21(11), 1955-1959.
- [2] – J W Tappin, J Pollard e E A Beckett, “Method of measuring ‘shearing’ forces on the foot”, *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, 1998, 1, 83-85.
- [3] – J E Perry, J O Hall e B L Davis, “Simultaneous measurement of plantar pressure and shear forces in diabetic individuals”, *Gait and Posture*, 2002, 15, 101-107.
- [4] – B L Davis, J E Perry, D C Neth e K C Waters, “A device for simultaneous measurement of pressure and shear force distribution on the plantar surface of the foot”, *Journal of Applied Biomechanics*, 1998, 14, 93-104.
- [5] – S J Morris e J A Paradiso, “Shoe-integrated sensor system for wireless gait analysis and real-time feedback”, 2nd Joint EMBS/BMES Conference (Houston-EUA), 2002, 2468-2469.
- [6] – J P Pollard e L P Quesne, “Method of healing diabetic forefoot ulcers”, *British Medical Journal*, 1983, 286, 436-437.
- [7] – Janete Leiras, “Biomecânica do pé do futebolista”, Tese de mestrado, FADEUP, (Portugal), 2005.
- [8] – V T Inman, “Human walking”, (Baltimore - EUA): Williams & Wilkins, 1981.
- [9] – R Wickstrom, “Patrones Motores Basicos Andar, 2”, Aliaza Editorial, 1990.
- [10] – S Melo, J Simas, M Andrade, J Gonçalves, H Milanez, L Tibola, M Giust e G Borges, “Análise da marcha de caminhada de praticantes adultos em diferentes velocidades”, *Anais do VIII Congresso brasileiro da Sociedade brasileira de biomecânica*, (Santa Catarina - Brasil), 1999, 625-630.
- [11] – A Huang e L Glass, “Normal gait”, 1999, sitio da internet: <http://sprojects.mmi.mcgill.ca/gait/normal/intro.asp>.
- [12] – F Plas, E Viel e Y Blanc, “La marche humaine-kinésiologie dynamique”, *Biomécanique et Pathomécanique*, (Paris – França), 1983.
- [13] – T Andriachi e E Alexander, “Studies of human locomotion: past, present and future”, *Journal of Biomechanics*, 2000, 33, 1217-1224.
- [14] – E Marey, “La photographie du mouvement”, Promograph, (Roma - Itália), 1977.

- [15] – E Muybridge, “Muybridge’s complete human and animal locomotion”, (Nova Iorque – EUA), 1979.
- [16] – H Eberhart, “Fundamental studies of human locomotion and other information relating to design of artificial limbs”, (Berkeley – EUA), 1947.
- [17] – V Inman, H Ralston e F Todd, “Human walking”, (Londres - Reino Unido): Williams & Wilkins, 1981.
- [18] – A Borelli, “On the movement of animals”, Promograph, (Roma - Itália), 1989.
- [19] – C Norkin e D White, “Joint structure & function: a comprehensive analysis”, F A Davis company, (EUA), 1992.
- [20] – C Amadio, M Duarte, E Frenandes e L Mochizuki, “Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano”, (Lab Biomec. - Escola de Educ. Física e Esporte da Univ. S Paulo – Brasil), 1997.
- [21] – É Viel, “La marcha humana, la carrera y el salto”, (Barcelona - Espanha), 2002.
- [22] – R L Valmassy, “Clinical biomechanics of the lower extremities”, (St Louis - EUA), 1996.
- [23] – D Sutherland, K Kaufman e J Moitoza, “Cinemática da marcha normal”, in: J Rose, J Gamble (Orgs), “Marcha humana”, 2ª ed – pp23-46, (S Paulo - Brasil), 1998.
- [24] – J L M Fuente, “Podologia general y biomecánica”, (Barcelona - Espanha), 2003.
- [25] – R Marrero e I Rull, “Biomecánica clínica de los tejidos y las articulaciones del aparato locomotor”, 2ª ed, (Barcelona - Espanha), 2005.
- [26] – A C Amadio, “Fundamentos da biomecânica do esporte: considerações sobre a análise cinética e aspectos neuromusculares do movimento”, Tese de livre docência, Escola de Educ. Física e Esporte da Univ. S Paulo, (Brasil), 1989.
- [27] – Plas et al, “La marche humaine – kinésiologie dynamique, biomécanique”, 3ª ed, (Paris - França), 1983.
- [28] – M Adrian e J Cooper, “Biomechanics of human movement”, 2ª ed McGraw Hill, EUA, 1995.
- [29] – E Laassel, “Apresentação dos sistemas de análise”, in: É Viel, “A marcha humana, a corrida e o salto”, pp117-140, (Brasil), 2001.
- [30] – P Costa, “Aspectos biomecânicos da locomoção infantil: grandezas cinéticas no andar e no correr”, Tese de doutoramento, Escola de Educ. Física e Esporte da Univ. S Paulo, (Brasil), 2000.

- [31] – A C Amadio e I Sacco, “Considerações metodológicas da biomecânica para a avaliação da distribuição da pressão plantar”, *Diabetes Clínica*, (pp 42-49), (Atlântica), 1999.
- [32] – D B Machado, E Henning e H Riehle, “Plantar pressure distribution in children: movement patterns and footwear influences”, *Brazilian Journal of Biomechanics*, 2001, 2 (2), 19-25.
- [33] – L Massada, “A lateralidade anatômica e biomecânica. Sua repercussão na assimetria morfológica e na patologia traumática do esqueleto axial e apendicular do atleta.”, FADEUP, (Portugal), 2001.
- [34] – A Viladot, “Patologie del antepie”, (Barcelona - Espanha), 1974.
- [35] – A Shokes, “Forces acting on the metatarsal during normal walking”, *ANAT*, 1979, 579-590.
- [36] – T Duckworth, A Boulton, R Betts, C Franks e J Ward, “Plantar pressure measurement and the prevention of ulceration in the diabetic foot”, *Bonne Joint Surg*, 1985, 67(3), 438-442.
- [37] – P Cavanagh, D Sims e L Sanders, “Body mass is a poor predictor of peak plantar pressure in diabetic men”, *Diabetes Care*, 1991, 14, 750-755.
- [38] – I Knackfuss, S Rosenbaum e E Gomes, “Análise biomecânica do pé. Comportamento das pressões na região plantar”, *Anais do V Congresso brasileiro da Sociedade brasileira de Biomecânica*, (Santa Maria - Brasil), 1995, 222-229.
- [39] – H Riehle, D B Machado e E Henning, “Análise da influência do calçado na distribuição de pressão plantar de uma população infantil durante actividades locomotoras”, *Anais do VIII Congresso brasileiro da Sociedade brasileira de biomecânica*, (Santa Catarina - Brasil), 1999, 573-578.
- [40] – I Sacco, “Estudo de parâmetros biomecânicos na marcha e limiares somato-sensoriais em pacientes portadores de neuropatia diabética”, *Tese de mestrado*, Escola de Educ. Física e Esporte da Univ. S Paulo, (Brasil), 1997.
- [41] – C A V Ávila, L Ramos e V Hadlich, “Determinação da pressão na região plantar em indivíduos diabéticos de Blumenau/SC”, *Anais do IX Congresso brasileiro da Sociedade brasileira de biomecânica*, (Santa Maria - Brasil), 2001, 310-315.
- [42] – E L Bontrager, “Instrumented gait analysis systems”, sitio da internet: <http://www.rehab.research.va.gov/mono/gait/bontrager.pdf>.
- [43] – T W F Mittlemeier e M Morlock, “Pressure distribution measurements in gait analysis: dependency on measurement frequency”, 39th Annual meeting of the Orthopaedic Research Society, (S Francisco - EUA), 1993.

- [44] – R S Vanzant, T G McPoil e M W Cornwall, “Symmetry of plantar pressures and vertical forces in healthy subjects during walking”, Journal of the American Podiatric Medicine Association, 2001, 91(7), 636-641.
- [45] – LL Tis, E J Higbie, L Chadwick e B F Johnson, “Orthoses reduce pressure but fall short of biomechanical correction”, Biomechanics, 2000.
- [46] – S Barnett, J L Cunningham e S West, “A comparison of vertical force and temporal parameters produced by an in-shoe pressure measuring system and a force platform”, Clinical Biomechanics, 2001, 16, 353-357.
- [47] – A Morin, S Reid, J M Eklund, Y Lu, J Stevenson e T Bryant, “Comparison of ground reaction forces measured with a force plate, Fscan and multiple individual force sensors”, Queen’s University, (Ontario – Canadá), no site da internet: http://www.ece.queensu.ca/directory/faculty/Morin/publications/WCB_02_pressure.pdf.
- [48] – M R Sarnow e A Veves, “In shoe foot pressure measurements in diabetic patients with at risk feet in healthy subjects”, Diabetes Care, 1994, 17(9), 1002-1006.
- [49] – V Medved, “Measurement of human locomotion”, in: “Measurement of kinetic variables, CRC press, (Florida - EUA), 2001, 117-164.
- [50] – J D Cebollada, A M Martin, A H Rodriguez, A V Aparício e J M P Garcia, “Importância del registro de presiones plantares en la prevención de lesiones deportivas”, in: “Biomecânica y deporte. Colección aula deportiva técnica”, (Valência - Espanha), 2001, 257-264.
- [51] – C Giacomozzi e V Macellari, “Piezo-dynamometric platform for a more complete analysis of foot-to-floor interaction”, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 1997, 5 (4), 322-330.
- [52] – J Hamill e K Knutzen, “Bases biomecânicas do movimento humano”, (S Paulo - Brasil), 1999.
- [53] – SAMFyC, “Doença cardiovascular, neuropatia diabética, pé diabético”, 1998, no site da internet: <http://www.cica.es/aliens/samfyc.html>
- [54] – J Sánchez e P Remacha, “El pie diabético”, no site da internet: http://www.saludlatina.com/enfermedades/pie_diabetico/, 1-18, 2000.
- [55] – D Foster, “Medicina interna”, 1995, McGraw Hill, 13ª edição, 2, 2096-2098.
- [56] – D Vannereau e J Richard, “Prévention des plaies du pied chez le diabétique”, Journal des plaies et cicatrises, 1995, 99-103.
- [57] – A Amadio, I Sacco, M Sá, P Pereira e E Tolosa, “Estudo da distribuição da pressão plantar na marcha e respostas somato-sensoriais em pacientes portadores de neuropatia diabética”, Revista de medicina HU-USP, 1996, 7(2), 5-14.

- [58] – E Katoulis, M Parry e H Lannshammar, “Gait abnormalities in diabetic neuropathy”, *Diabetes Care*, 1997, 20 (12), 1904-1907.
- [59] – A Boulton, “The diabetic foot”, *Medical Clinique North American*, 1988, 72, 1513-1530.
- [60] – A L Stevenson, W Sharrad, R Betts e T Duckworth, “Neuropathic ulcers of the foot”, *Bone Joint Surgery*, 1985, 678(3), 438-442.
- [61] – A Boulton, C Hardysti, R Betts, R Worth e T Duckworth, “Dynamic foot pressure and other studies as diagnostic and management aids in diabetic neuropathy”, *Diabetes Care*, 1983, 6, 26-33.
- [62] – T Duckworth, A Boulton, R Betts, C Franks e J Ward, “Plantar pressure measurement and the prevention of ulceration in the diabetic foot”, *Bone Joint Surgery*, 1985, 67-B (1), 79-85.
- [63] – P Cavanagh e A Michiyoshi, “Technique for the pressure distribution beneath the foot”, *Journal Biomechanics*, 1980, 13, 67-75.
- [64] – E Bonamigo, R Plentz e J Canfield, “A reeducação da marcha do hemiplégico: um estudo da alteração na distribuição da pressão plantar após programa cinesiterapêutico”, *Anais do IX Congresso brasileiro da Sociedade brasileira de biomecânica*, (Santa Maria - Brasil), 2001, 253-258.
- [65] – P R Cavanagh e J S Ulbrecht, “Biomechanics of the diabetic foot: a quantitative approach to the assessment of neuropathy, deformity and plantar pressure”, *Disorders of the foot*, 1864-1907.
- [66] – A Merolli e L Uccioli, “Plantar pressure distribution in patients with neuropathic diabetic foot”, *Journal of Biomaterials & Biomechanics*, 2005, 3(1), 61-64.
- [67] – S Urry, “Plantar pressure-measurement sensors”, *Measurement Science and Technology*, 1999, 10, R16-R32.
- [68] – C A Gonçalves e A C Klavdianos, “Forças de reacção do solo durante o caminhar em crianças da faixa etária de 4 a 10 anos”, *Anais do VII Congresso brasileiro da Sociedade brasileira de biomecânica*, (Campinas - Brasil), 1997, 347-351.
- [69] – Arcelina Marques, “Desenvolvimento de estruturas planas com caracterização dinâmica de forças em 3D – aplicação ao pé”, *Tese de doutoramento, FEUP, (Portugal)*, 2007.
- [70] – E Heinrich, W Eduard e E F W Weber, “History of the study of locomotion: The age of enlightenment”, no [sítio da internet: http://www.univie.ac.at/cga/history/enlightenment.html](http://www.univie.ac.at/cga/history/enlightenment.html)

Anexos

Anexos do capítulo 3

Os dados apresentados nesta parte dos anexos dizem respeito ao estudo da marcha do neuropata diabético, mais concretamente a recolhas de ensaios efectuados por uma amostra composta por seis indivíduos: três indivíduos saudáveis e três pacientes.

Todos os gráficos individuais analíticos apresentam a identificação do indivíduo, do pé em análise e da componente da força representada na curva média e desvio padrão dos três ensaios na mesma condição.

Da figura A.1 à A.9 apresentamos os nove gráficos individuais analíticos com as curvas médias e desvios padrão das três passagens efectuadas por cada um dos três indivíduos do grupo de controlo a pisar a plataforma de forças com o pé direito.

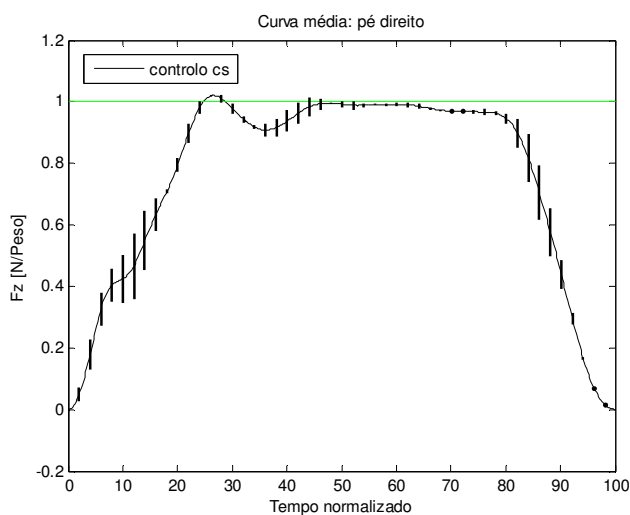


Figura A.1 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente vertical da força exercida pelo pé direito do indivíduo cs na plataforma, relativo a 3 ensaios.

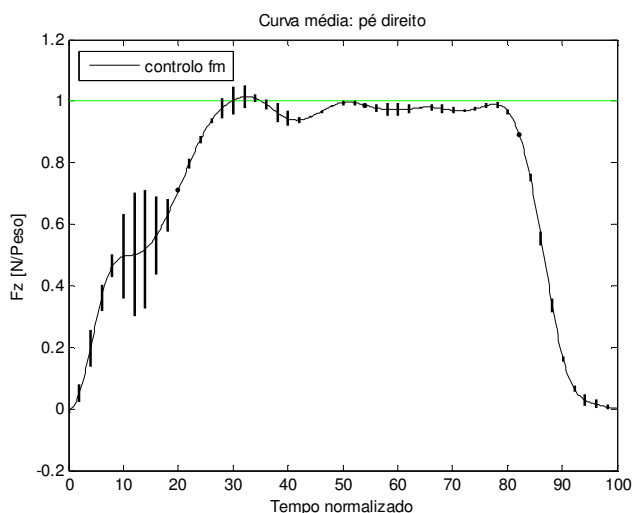


Figura A.2 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente vertical da força exercida pelo pé direito do indivíduo fm na plataforma, relativo a 3 ensaios.

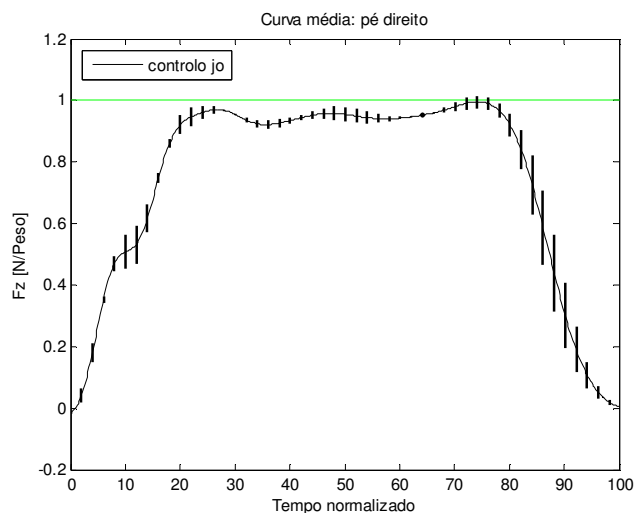


Figura A.3 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente vertical da força exercida pelo pé direito do indivíduo jo na plataforma, relativo a 3 ensaios.

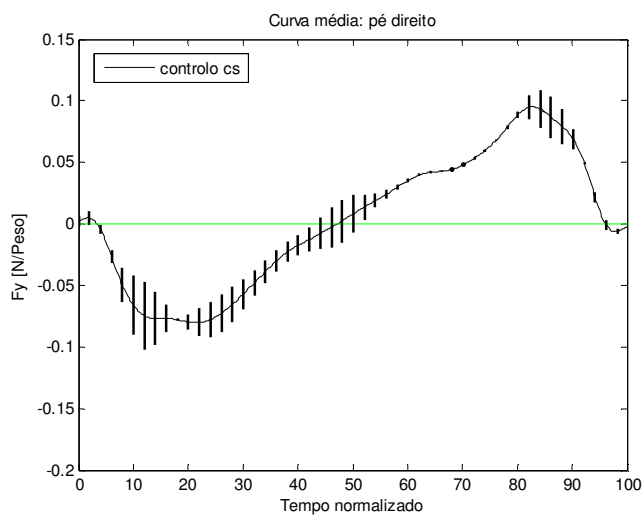


Figura A.4 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente antero-posterior da força exercida pelo pé direito do indivíduo cs na plataforma, relativo a 3 ensaios.

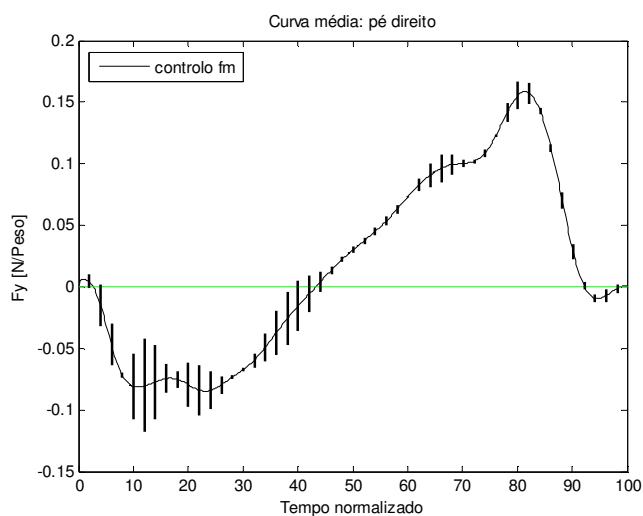


Figura A.5 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente antero-posterior da força exercida pelo pé direito do indivíduo fm na plataforma, relativo a 3 ensaios.

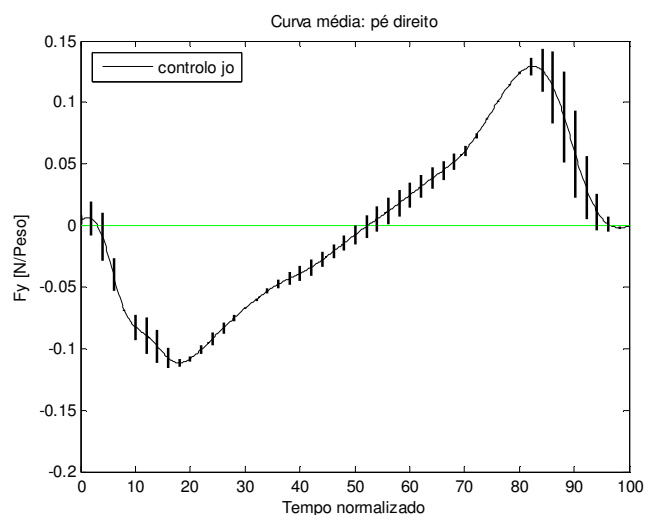


Figura A.6 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente antero-posterior da força exercida pelo pé direito do indivíduo jo na plataforma, relativo a 3 ensaios.

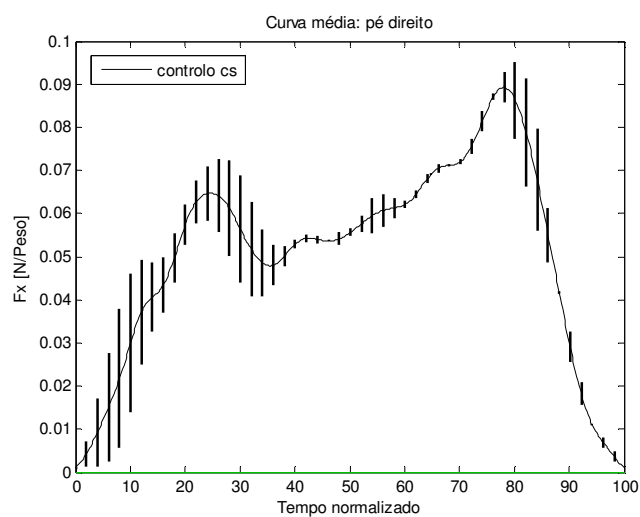


Figura A.7 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente médio-lateral da força exercida pelo pé direito do indivíduo cs na plataforma, relativo a 3 ensaios.

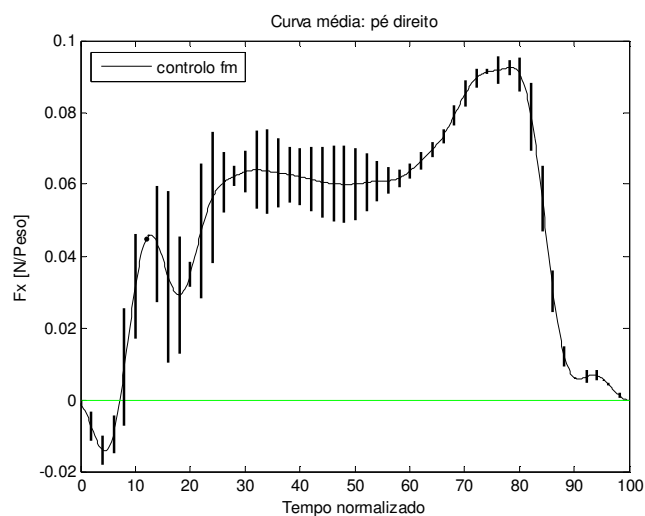


Figura A.8 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente médio-lateral da força exercida pelo pé direito do indivíduo fm na plataforma, relativo a 3 ensaios.

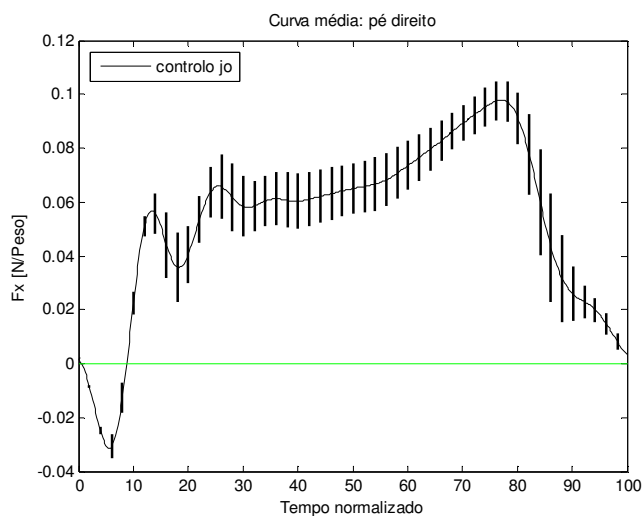


Figura A.9 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente médio-lateral da força exercida pelo pé direito do indivíduo jo na plataforma, relativo a 3 ensaios.

Da figura A.10 à A.18 apresentamos os nove gráficos individuais analíticos com as curvas médias e desvios padrão das três passagens efectuadas por cada um dos três indivíduos do grupo de controlo a pisar a plataforma de forças com o pé esquerdo.

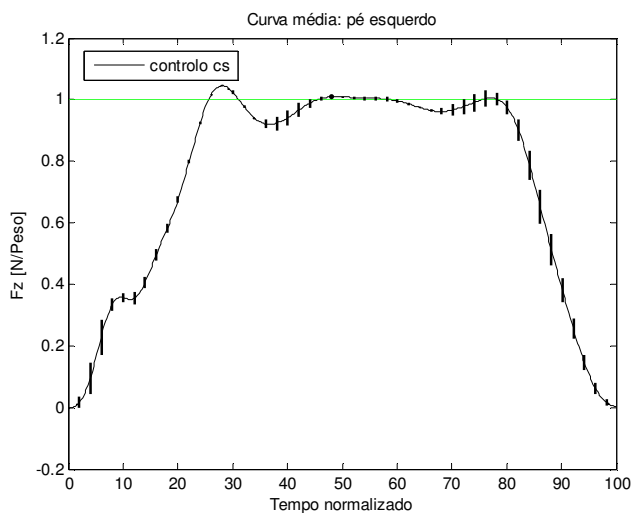


Figura A.10 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente vertical da força exercida pelo pé esquerdo do indivíduo cs na plataforma, relativo a 3 ensaios.

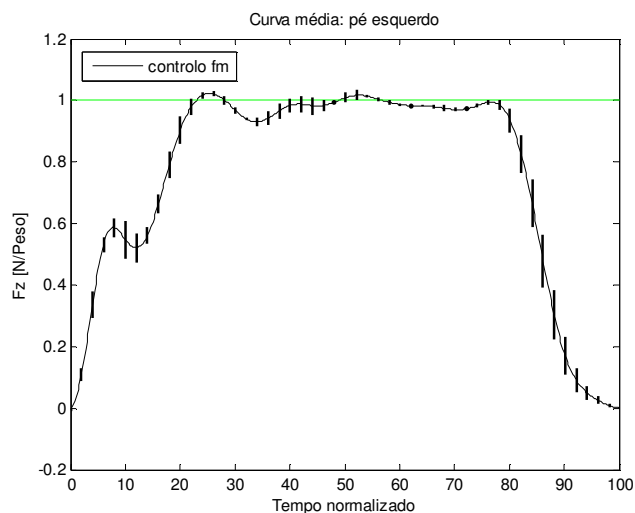


Figura A.11 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente vertical da força exercida pelo pé esquerdo do indivíduo fm na plataforma, relativo a 3 ensaios.

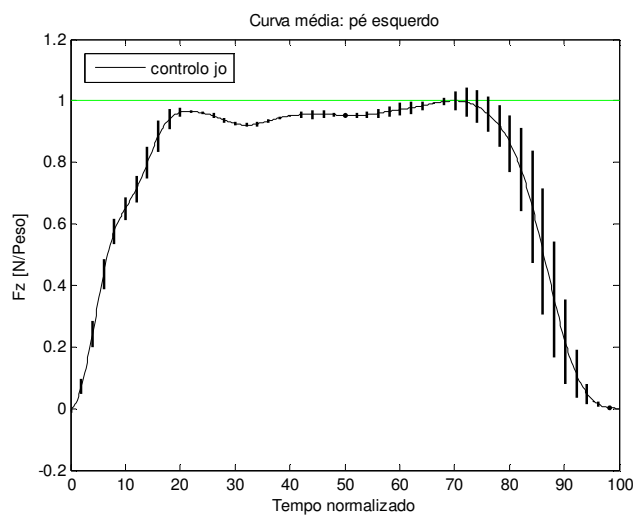


Figura A.12 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente vertical da força exercida pelo pé esquerdo do indivíduo jo na plataforma, relativo a 3 ensaios.

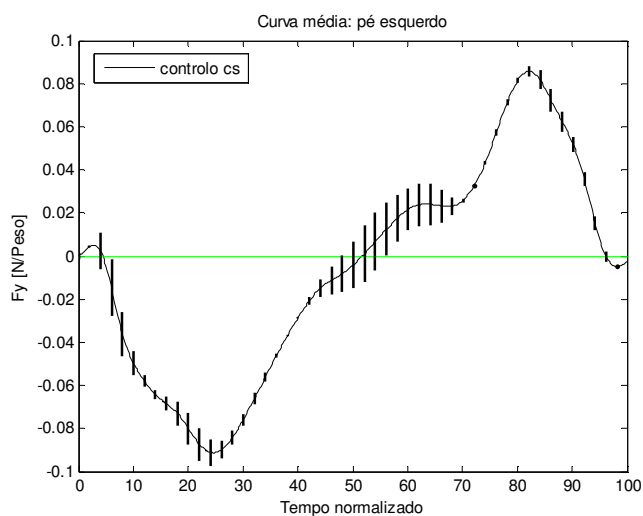


Figura A.13 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente antero-posterior da força exercida pelo pé esquerdo do indivíduo cs na plataforma, relativo a 3 ensaios.

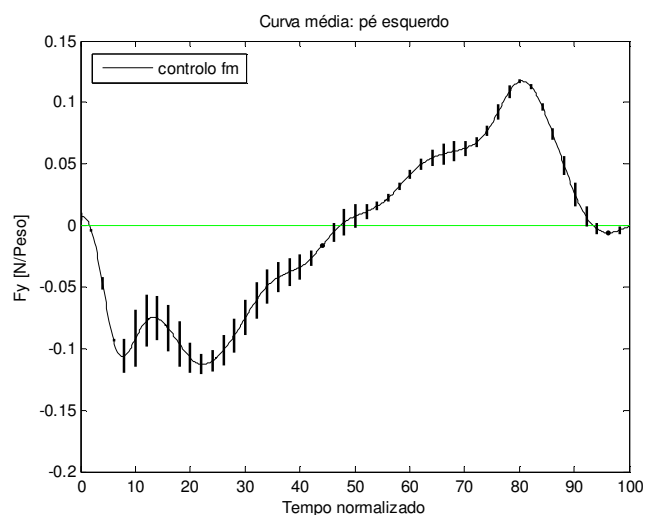


Figura A.14 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente antero-posterior da força exercida pelo pé esquerdo do indivíduo fm na plataforma, relativo a 3 ensaios.

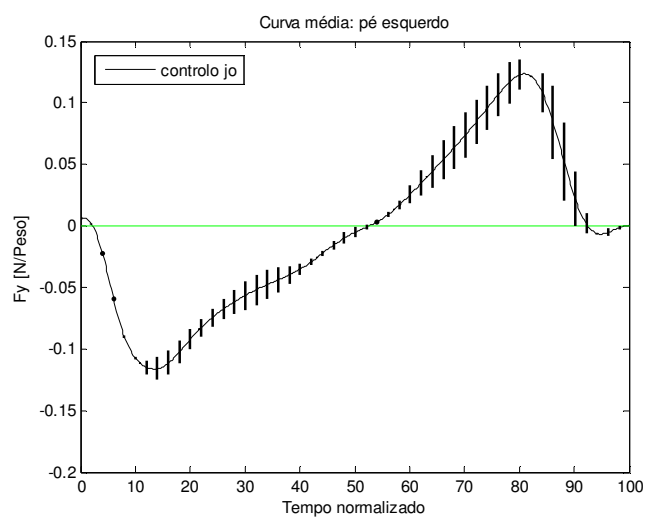


Figura A.15 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente antero-posterior da força exercida pelo pé esquerdo do indivíduo jo na plataforma, relativo a 3 ensaios.

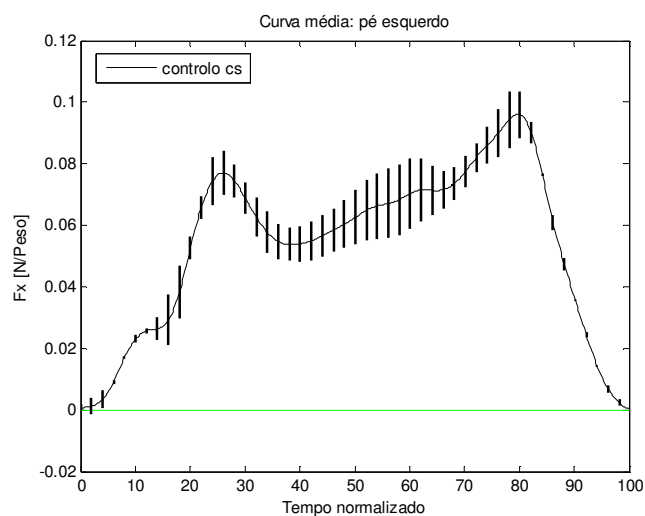


Figura A.16 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente médio-lateral da força exercida pelo pé esquerdo do indivíduo cs na plataforma, relativo a 3 ensaios.

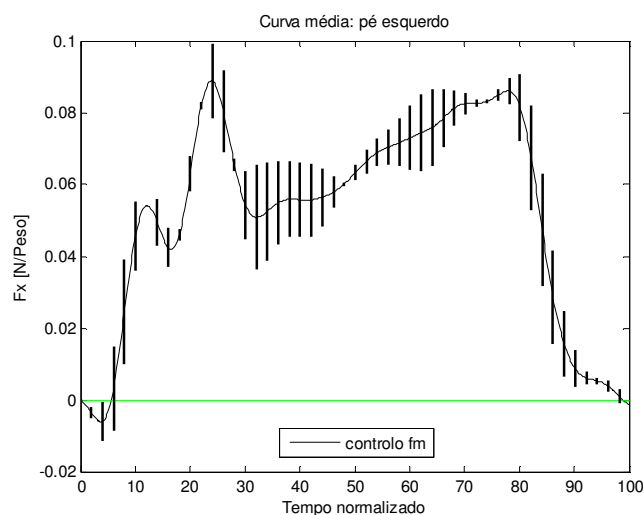


Figura A.17 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente médio-lateral da força exercida pelo pé esquerdo do indivíduo fm na plataforma, relativo a 3 ensaios.

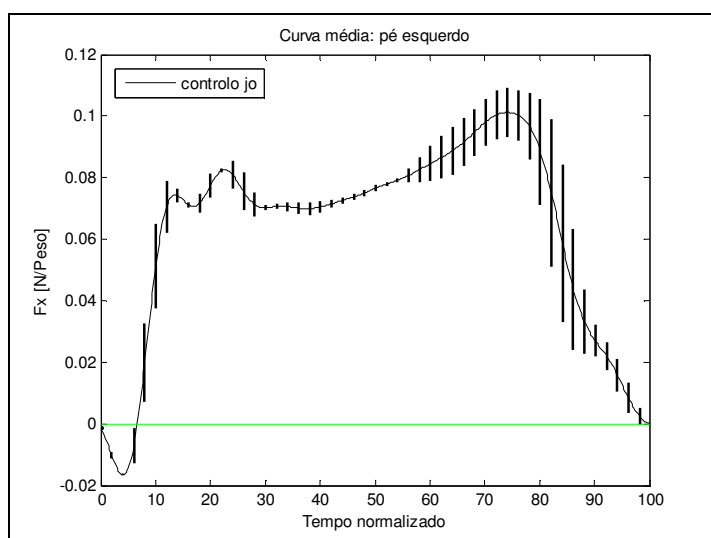


Figura A.18 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente médio-lateral da força exercida pelo pé esquerdo do indivíduo jo na plataforma, relativo a 3 ensaios.

Da figura A.19 à A.27 apresentamos os nove gráficos individuais analíticos com as curvas médias e desvios padrão das três passagens efectuadas por cada um dos três indivíduos do grupo de paciente a pisar a plataforma de forças com o pé direito.

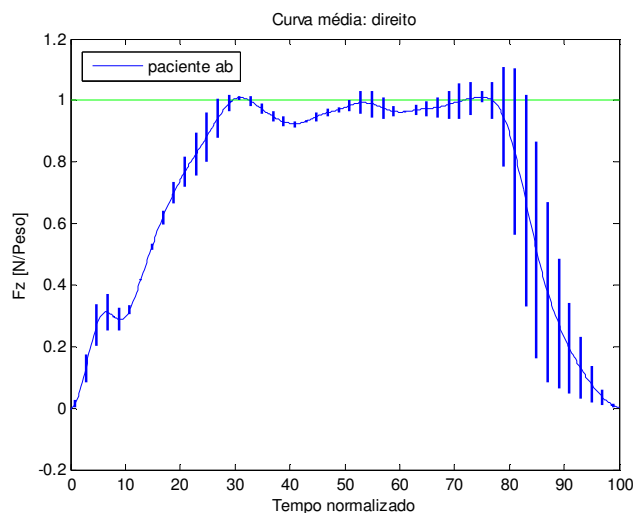


Figura A.19 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente vertical da força exercida pelo pé direito do indivíduo ab na plataforma, relativo a 3 ensaios.

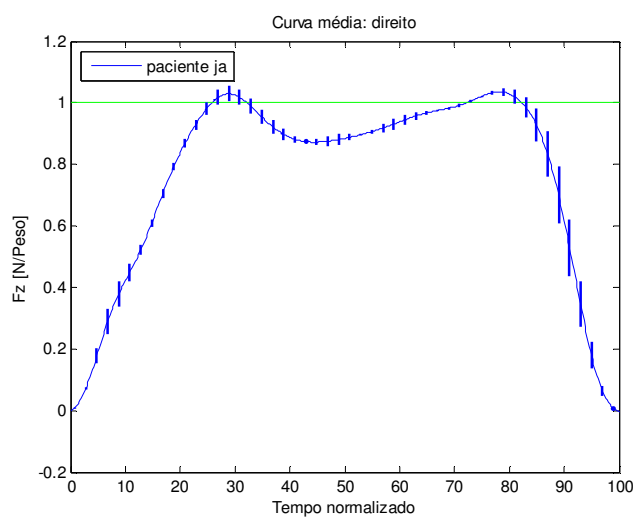


Figura A.20 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente vertical da força exercida pelo pé direito do indivíduo ja na plataforma, relativo a 3 ensaios.

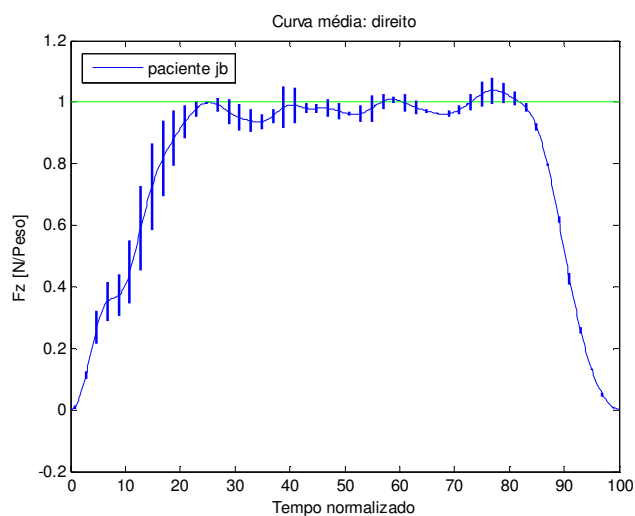


Figura A.21 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente vertical da força exercida pelo pé direito do indivíduo jb na plataforma, relativo a 3 ensaios.

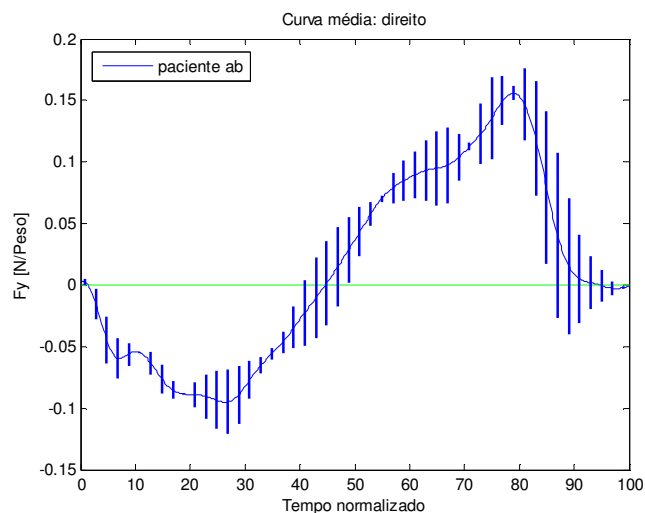


Figura A.22 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente antero-posterior da força exercida pelo pé direito do indivíduo ab na plataforma, relativo a 3 ensaios.

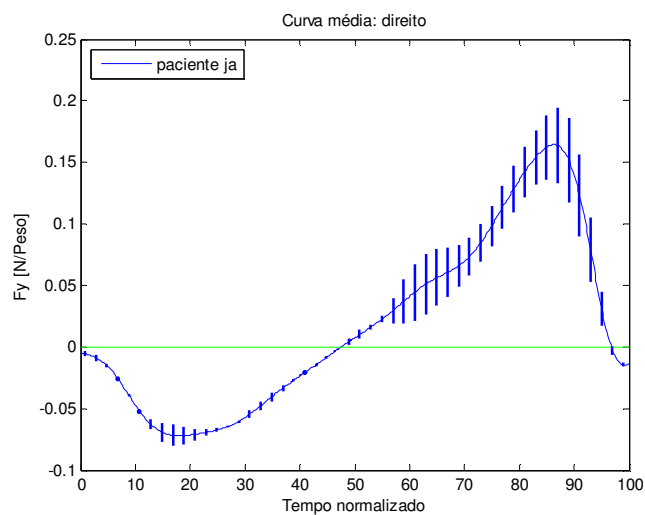


Figura A.23 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente antero-posterior da força exercida pelo pé direito do indivíduo ja na plataforma, relativo a 3 ensaios.

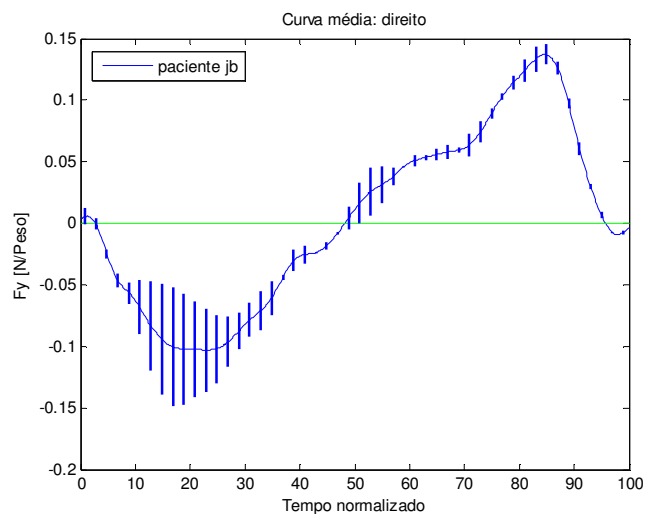


Figura A.24 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente antero-posterior da força exercida pelo pé direito do indivíduo jb na plataforma, relativo a 3 ensaios.

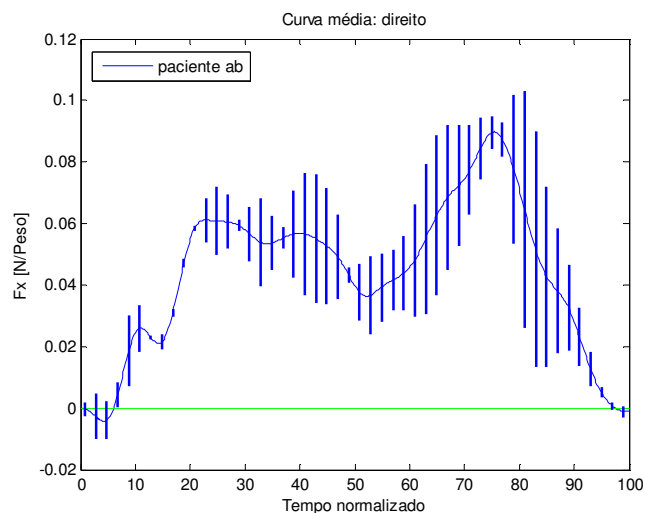


Figura A.25 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente médio-lateral da força exercida pelo pé direito do indivíduo ab na plataforma, relativo a 3 ensaios.

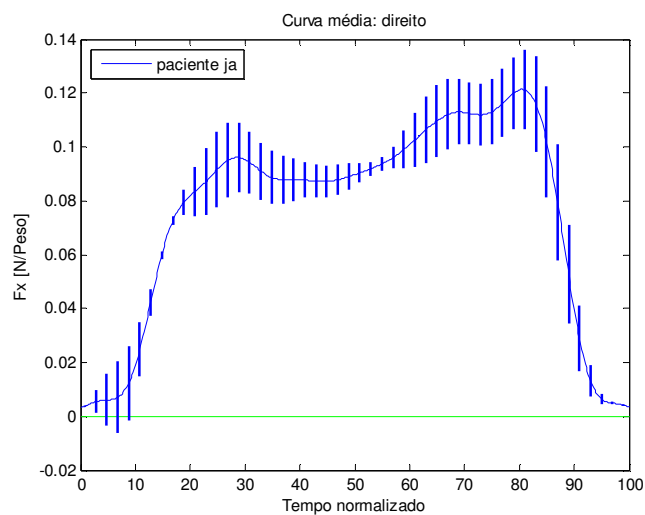


Figura A.26 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente médio-lateral da força exercida pelo pé direito do indivíduo ja na plataforma, relativo a 3 ensaios.

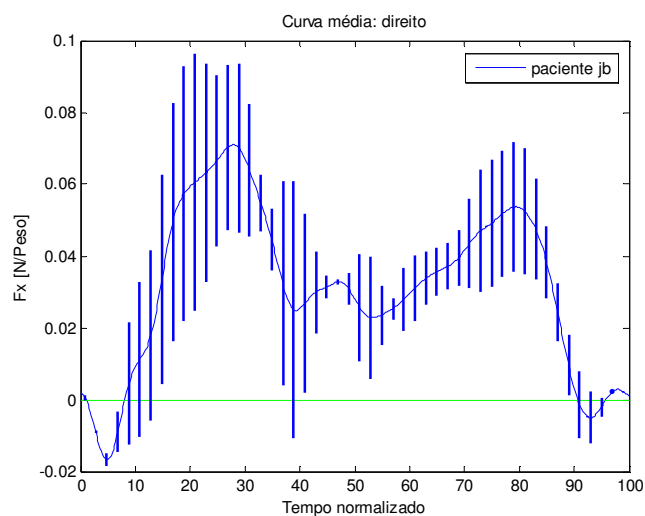


Figura A.27 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente médio-lateral da força exercida pelo pé direito do indivíduo jb na plataforma, relativo a 3 ensaios.

Da figura A.28 à A.36 apresentamos os nove gráficos individuais analíticos com as curvas médias e desvios padrão das três passagens efectuadas por cada um dos três indivíduos do grupo de pacientes a pisar a plataforma de forças com o pé esquerdo.

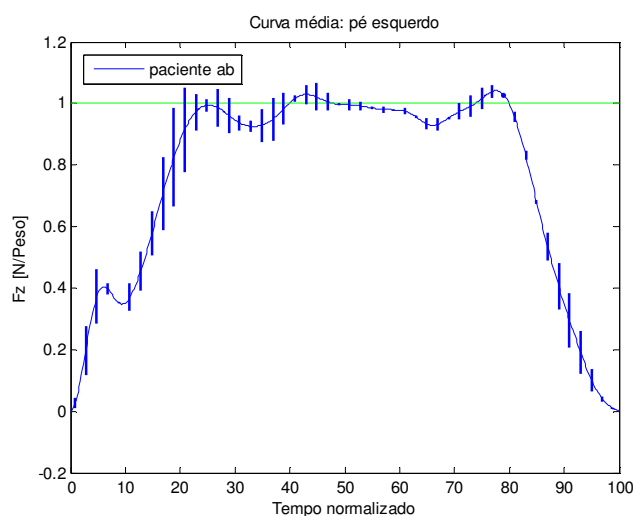


Figura A.28 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente vertical da força exercida pelo pé esquerdo do indivíduo ab na plataforma, relativo a 3 ensaios.

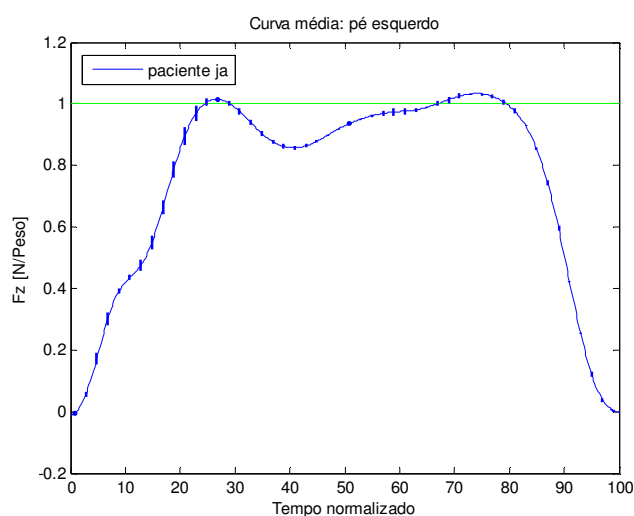


Figura A.29 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente vertical da força exercida pelo pé esquerdo do indivíduo ja na plataforma, relativo a 3 ensaios.

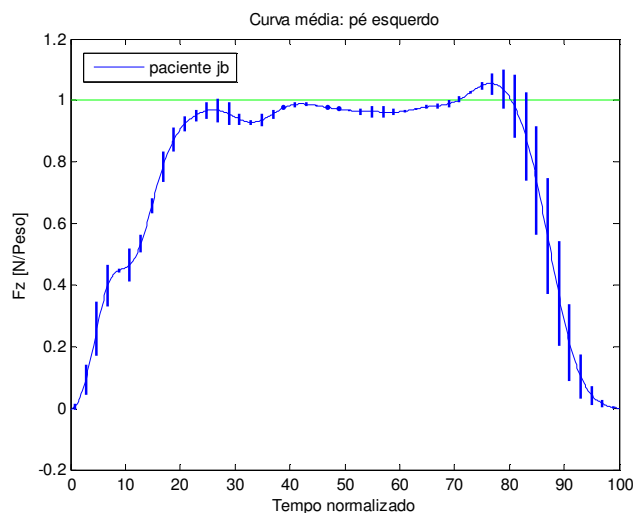


Figura A.30 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente vertical da força exercida pelo pé esquerdo do indivíduo jb na plataforma, relativo a 3 ensaios.

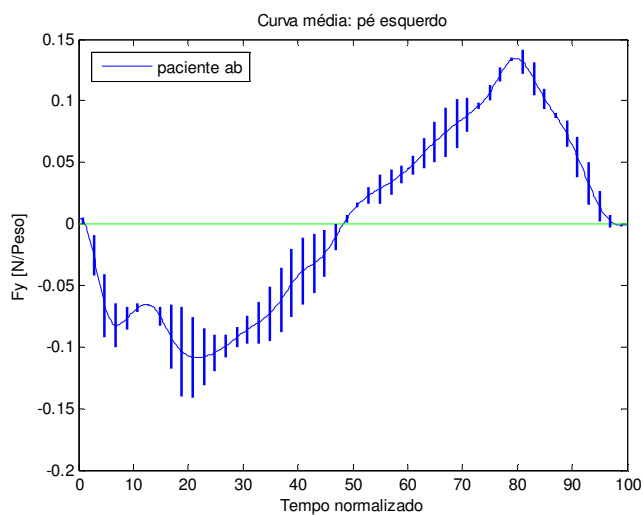


Figura A.31 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente antero-posterior da força exercida pelo pé esquerdo do indivíduo ab na plataforma, relativo a 3 ensaios.

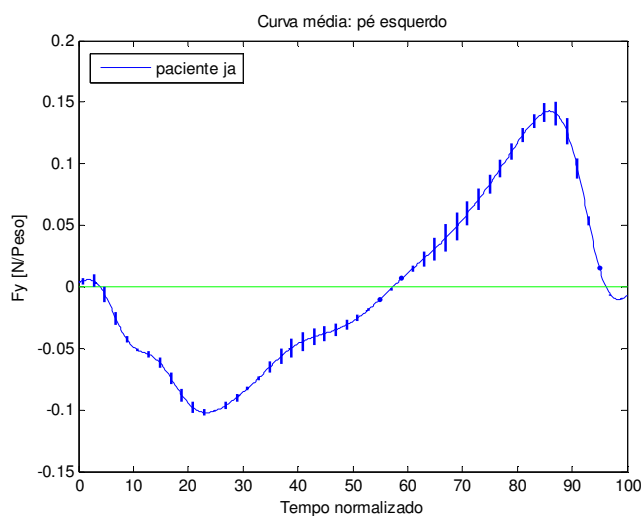


Figura A.32 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente antero-posterior da força exercida pelo pé esquerdo do indivíduo ja na plataforma, relativo a 3 ensaios.

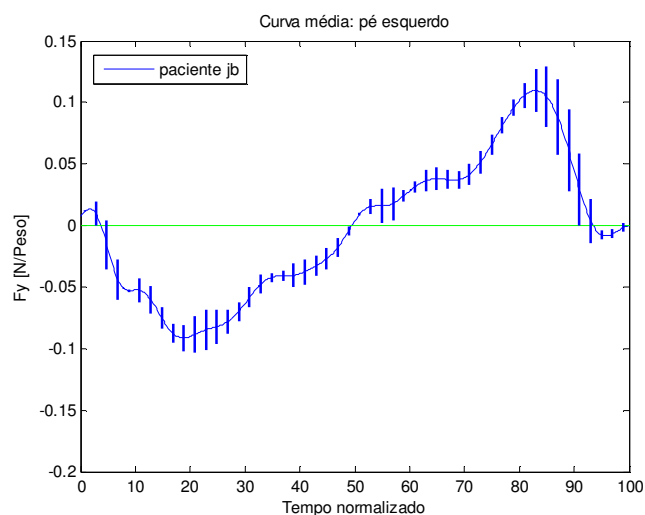


Figura A.33 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente antero-posterior da força exercida pelo pé esquerdo do indivíduo jb na plataforma, relativo a 3 ensaios.

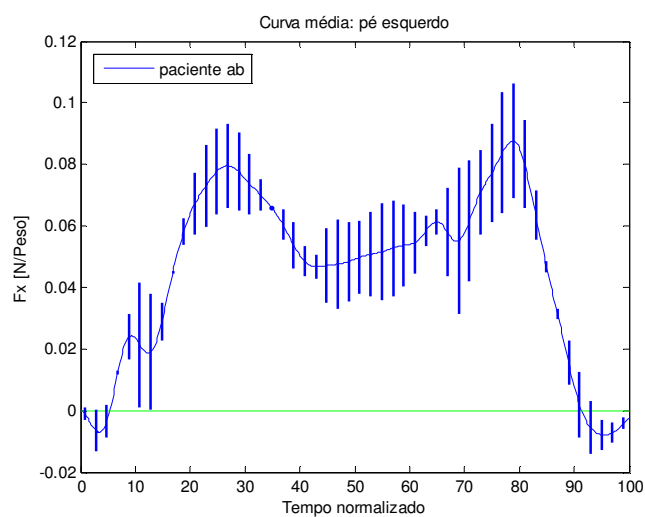


Figura A.34 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente médio-lateral da força exercida pelo pé esquerdo do indivíduo ab na plataforma, relativo a 3 ensaios.

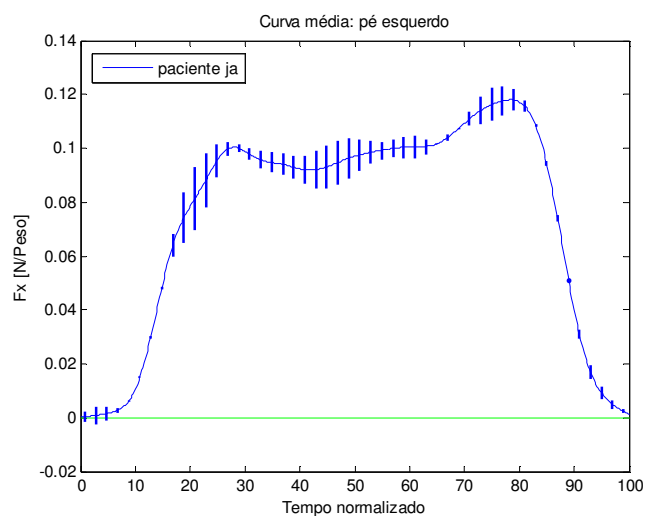


Figura A.35 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente médio-lateral da força exercida pelo pé esquerdo do indivíduo ja na plataforma, relativo a 3 ensaios.

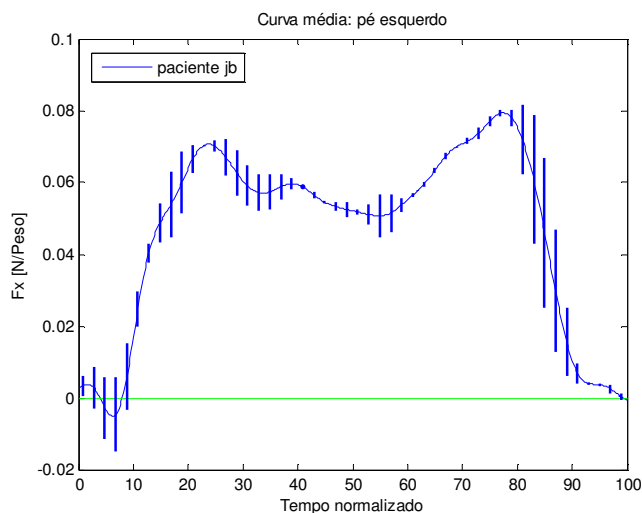


Figura A.36 – Gráfico com a curva média e desvio padrão da componente médio-lateral da força exercida pelo pé esquerdo do indivíduo jb na plataforma, relativo a 3 ensaios.

Os gráficos da figura A.37 à A.72 são os individuais directos e apresentam os valores medidos na plataforma de forças e na palmilha do pé que pisa a plataforma, elaborados no programa EXCEL.

Da figura A.37 à A.54 apresentamos os dezoito gráficos individuais directos respeitantes aos três indivíduos saudáveis, com seis passagens para cada um (três para cada pé).

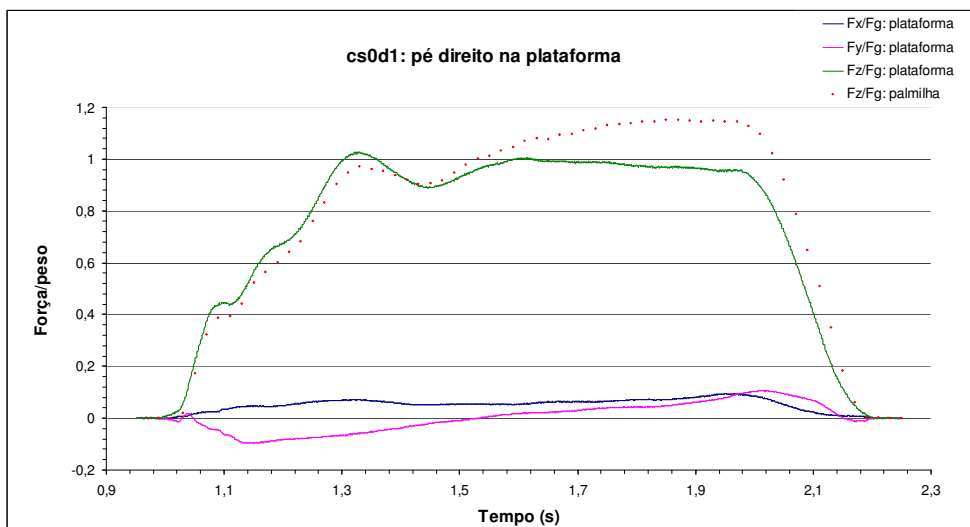


Figura A.37 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha direita (1ª passagem).

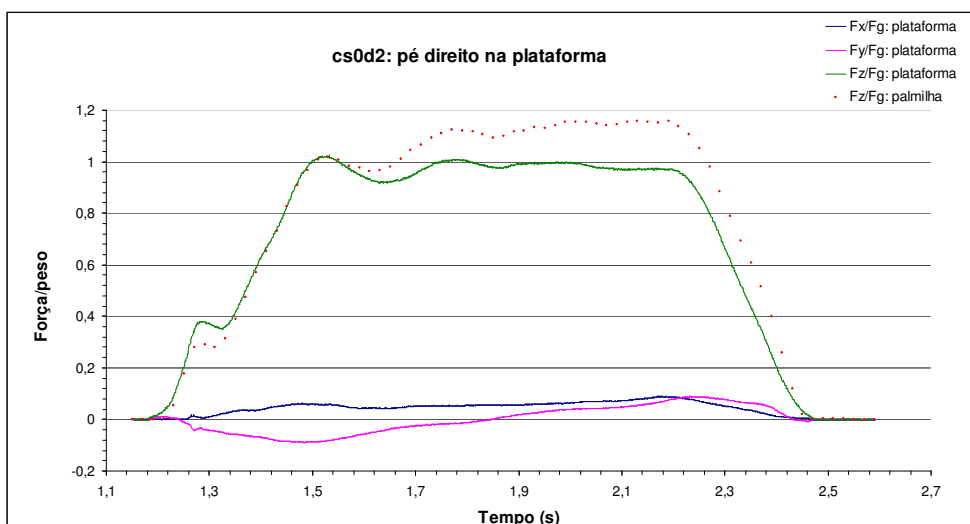


Figura A.38 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha direita (sujeito cs, 2ª passagem).

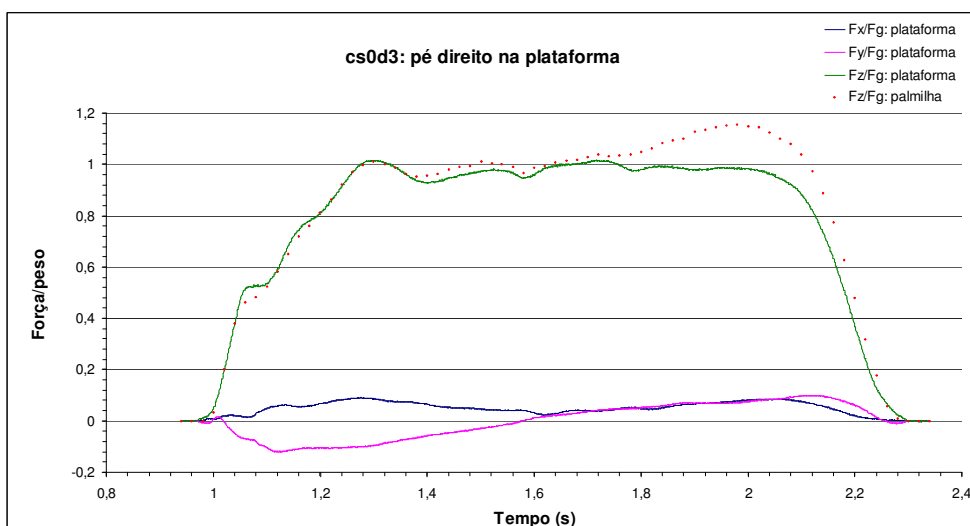


Figura A.39 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha direita (sujeito cs, 3ª passagem).

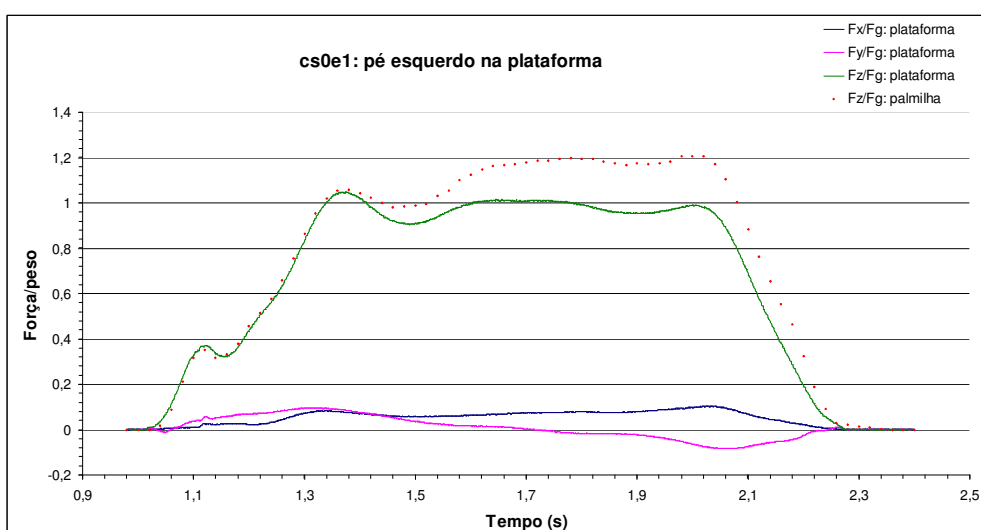


Figura A.40 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha esquerda (sujeito cs, 1ª passagem).

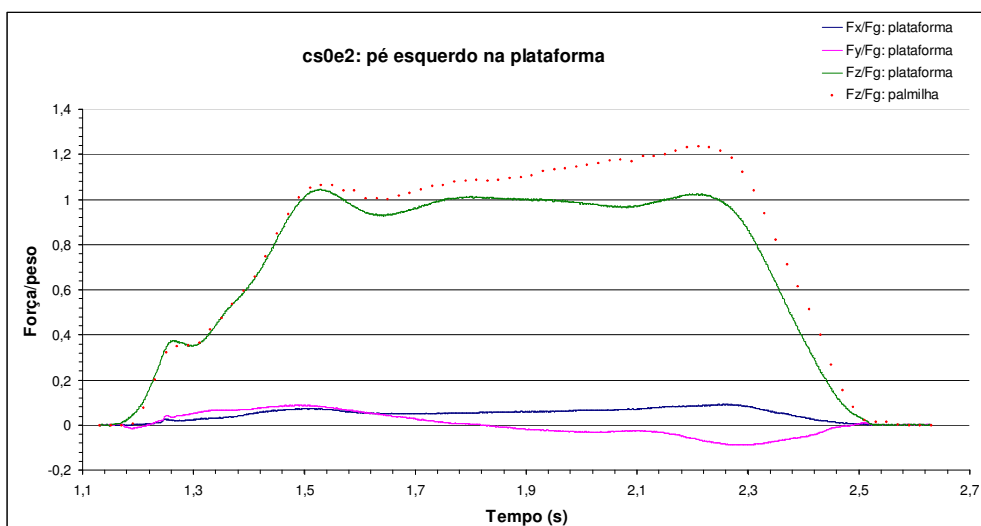


Figura A.41 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha esquerda (sujeito cs, 2ª passagem).

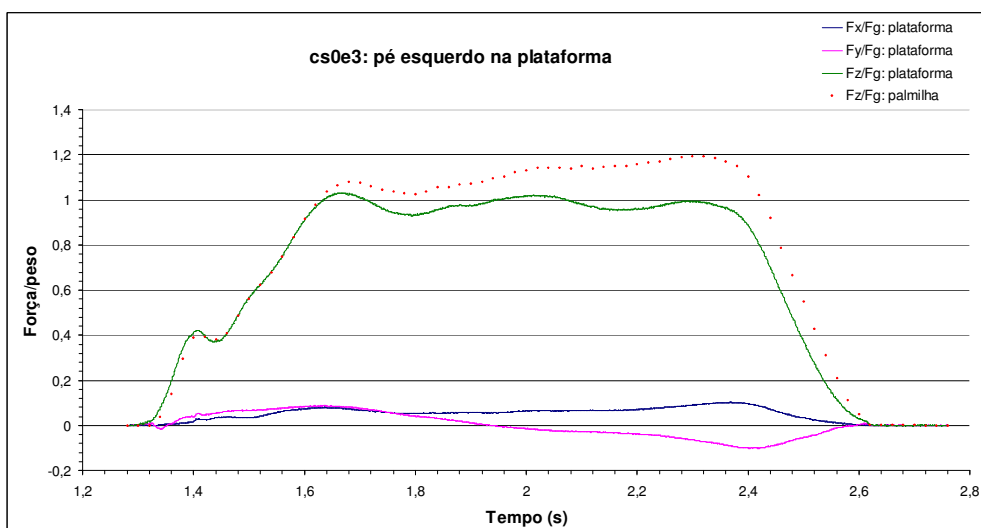


Figura A.42 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha esquerda (sujeito cs, 3ª passagem).

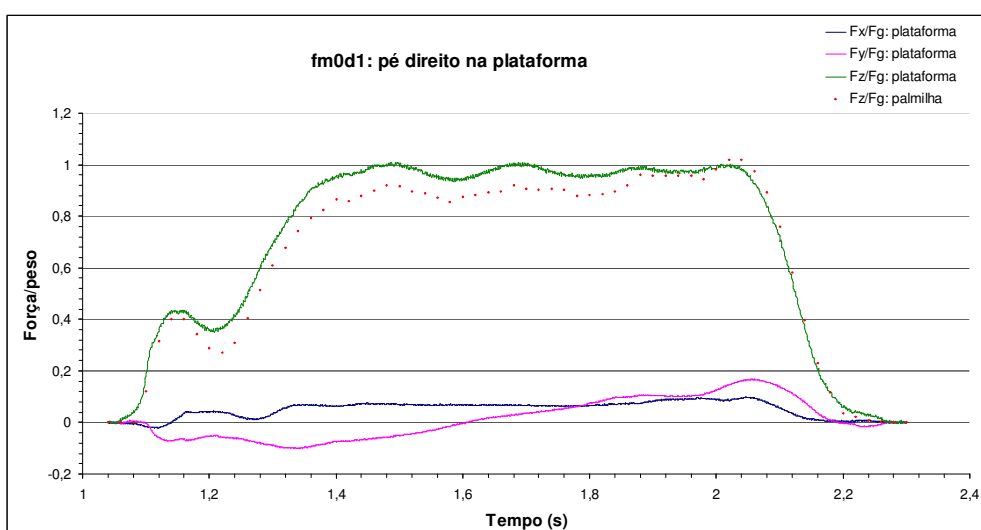


Figura A.43 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha direita (sujeito fm, 1ª passagem).

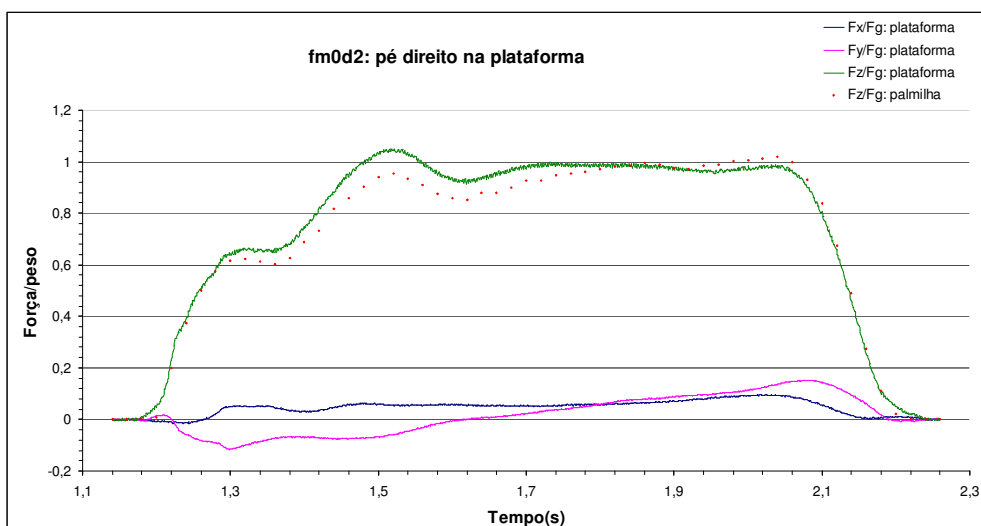


Figura A.44 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha direita (sujeito fm, 2ª passagem).

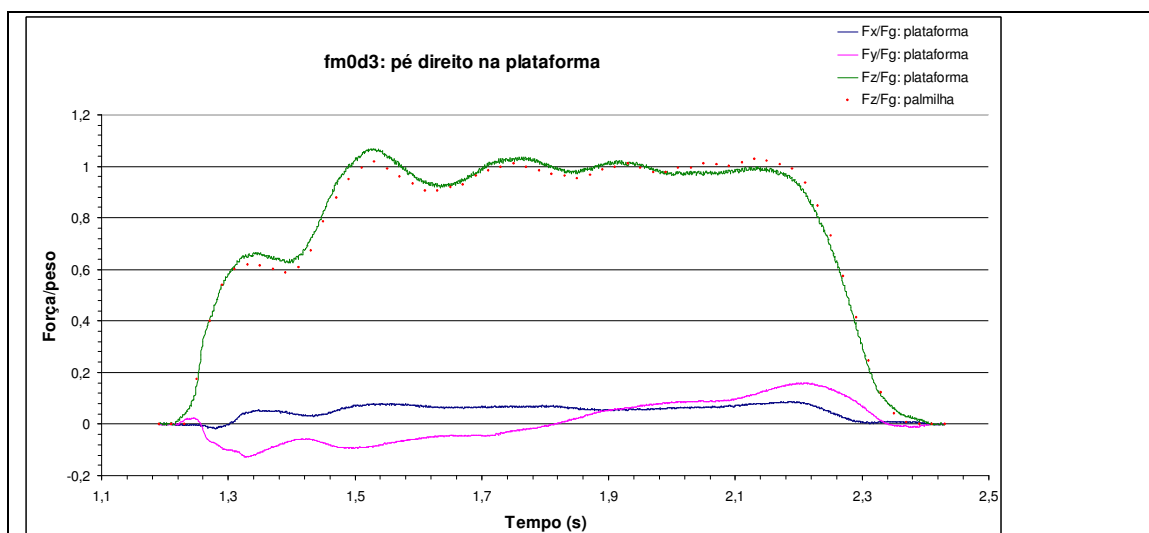


Figura A.45 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha direita (sujeito fm, 3ª passagem).

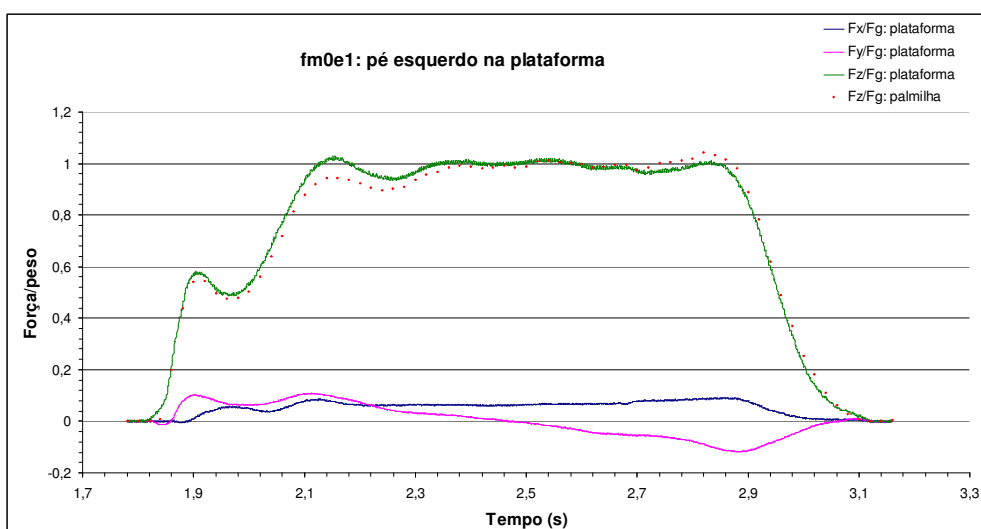


Figura A.46 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha esquerda (sujeito fm, 1ª passagem).

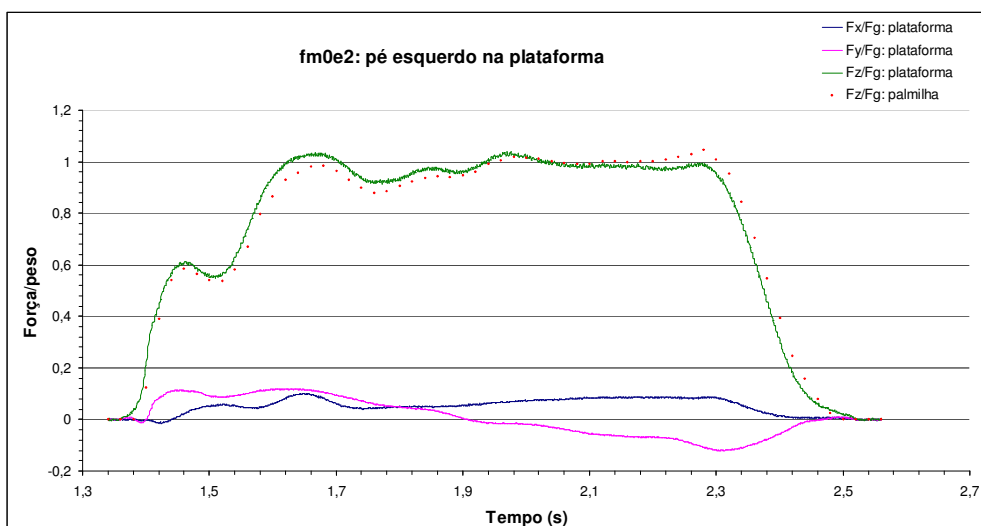


Figura A.47 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha esquerda (sujeito fm, 2ª passagem).

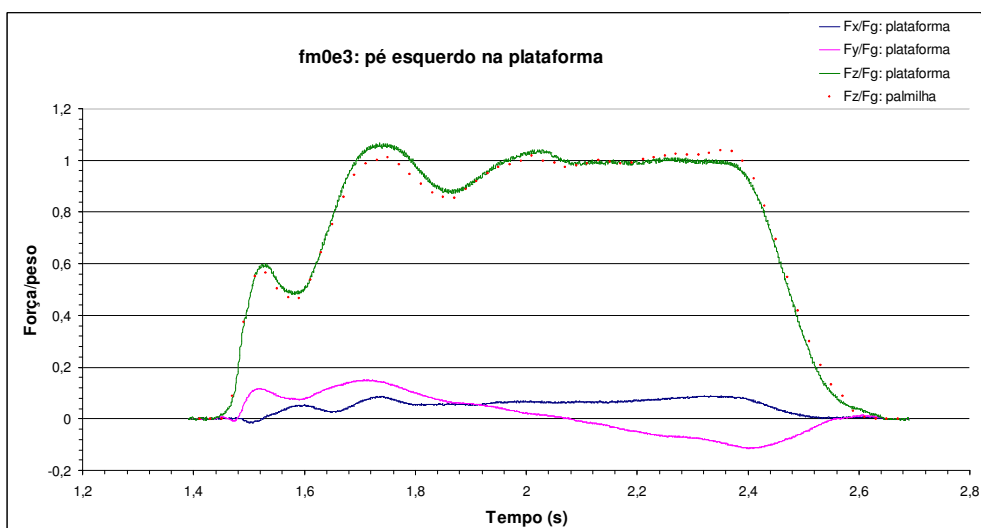


Figura A.48 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha esquerda (sujeito fm, 3ª passagem).

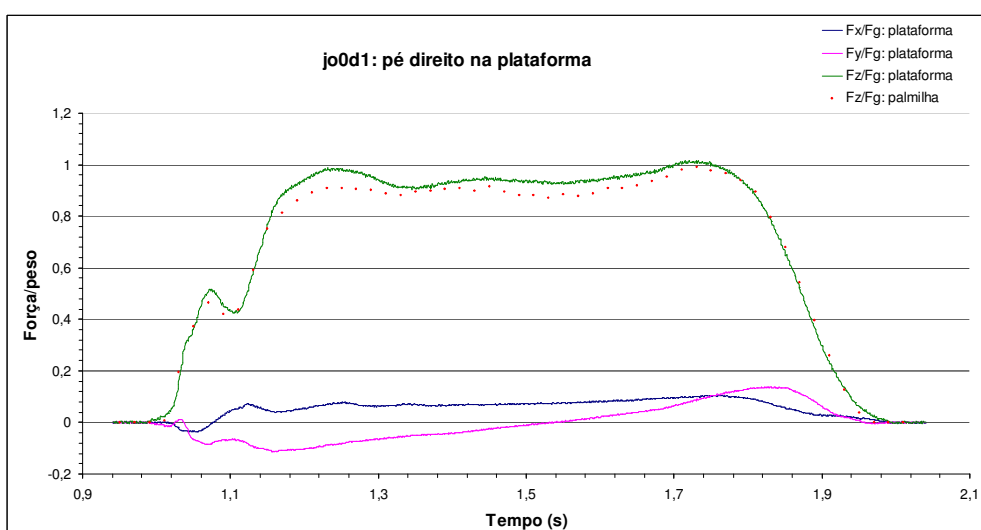


Figura A.49 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha direita (sujeito jo, 1ª passagem).

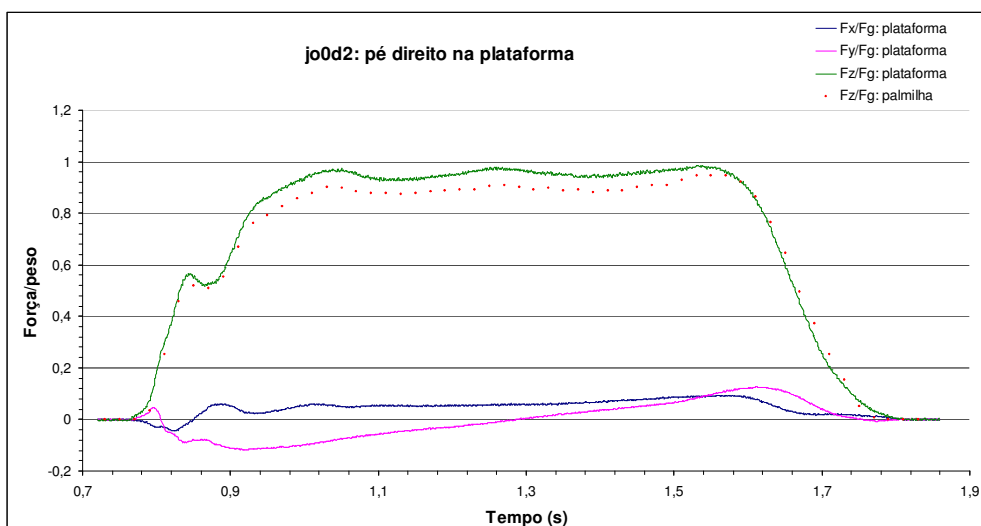


Figura A.50 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha direita (sujeito jo, 2ª passagem).

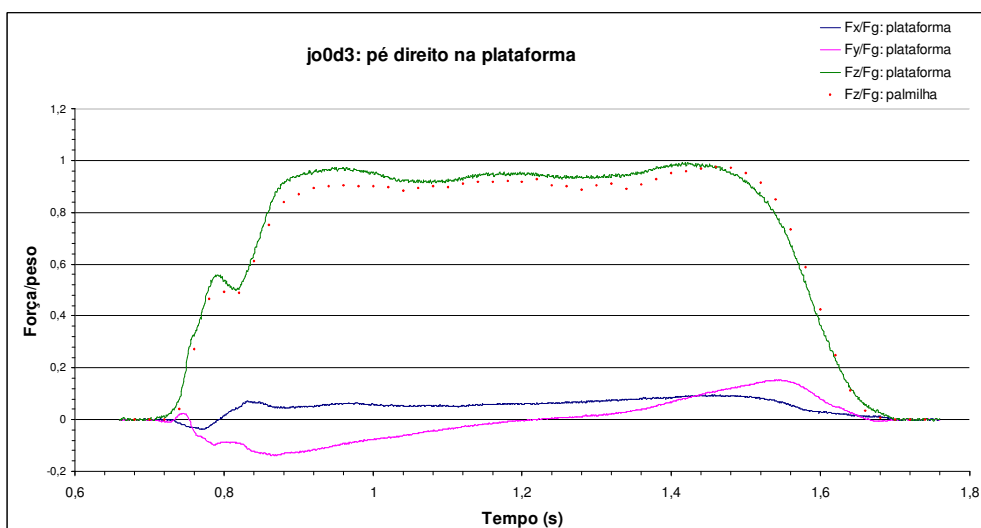


Figura A.51 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha direita (sujeito jo, 3ª passagem).

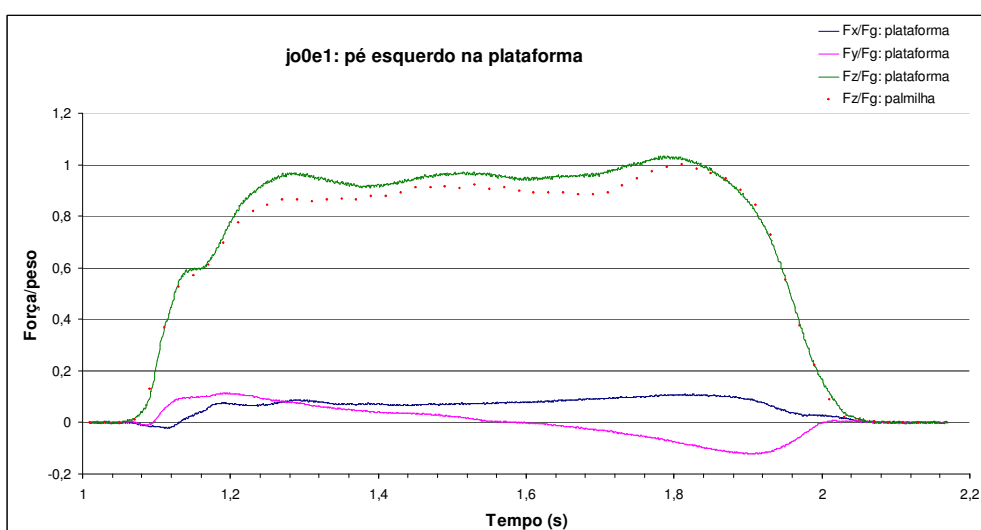


Figura A.52 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha esquerda (sujeito jo, 1ª passagem).

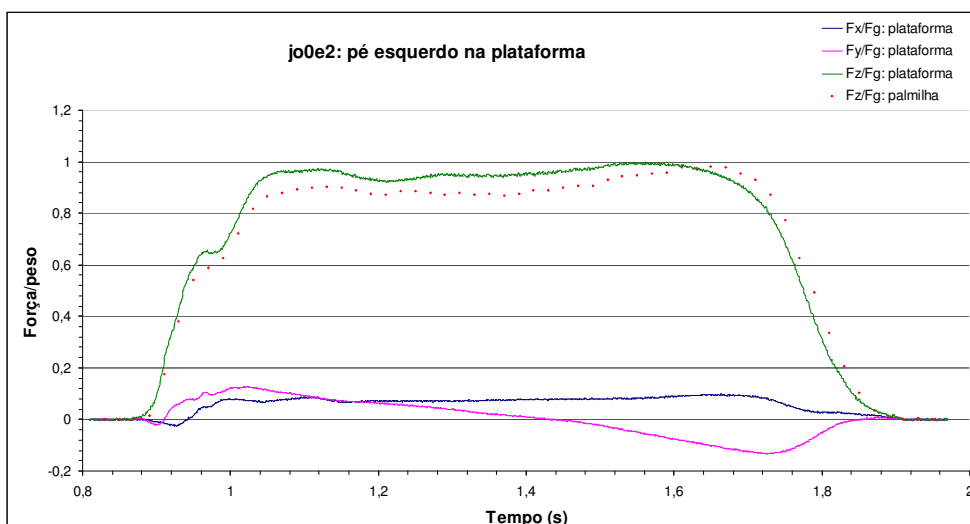


Figura A.53 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha esquerda (sujeito jo, 2ª passagem).

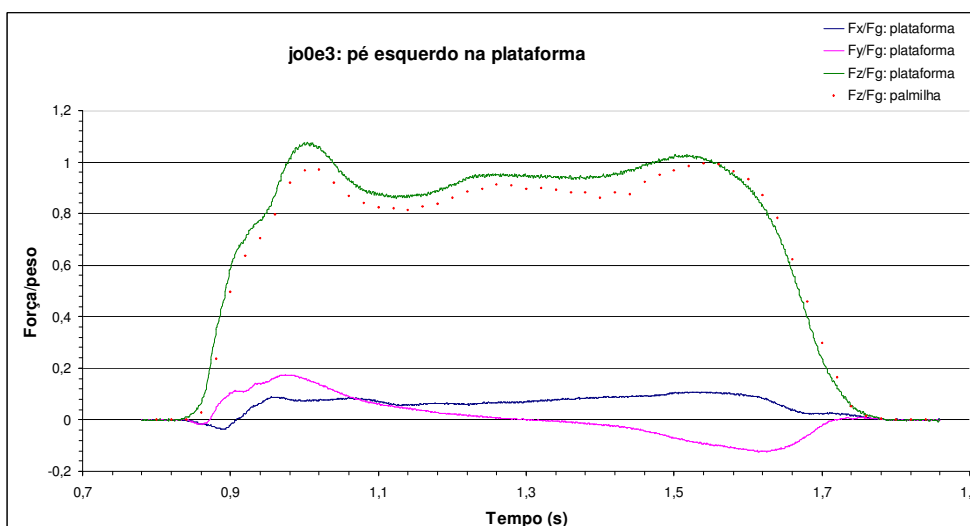


Figura A.54 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha esquerda (sujeito jo, 3ª passagem).

Da figura A.55 à A.72 apresentamos os dezoito gráficos individuais directos respeitantes aos três pacientes, com seis passagens para cada um (três para cada pé).

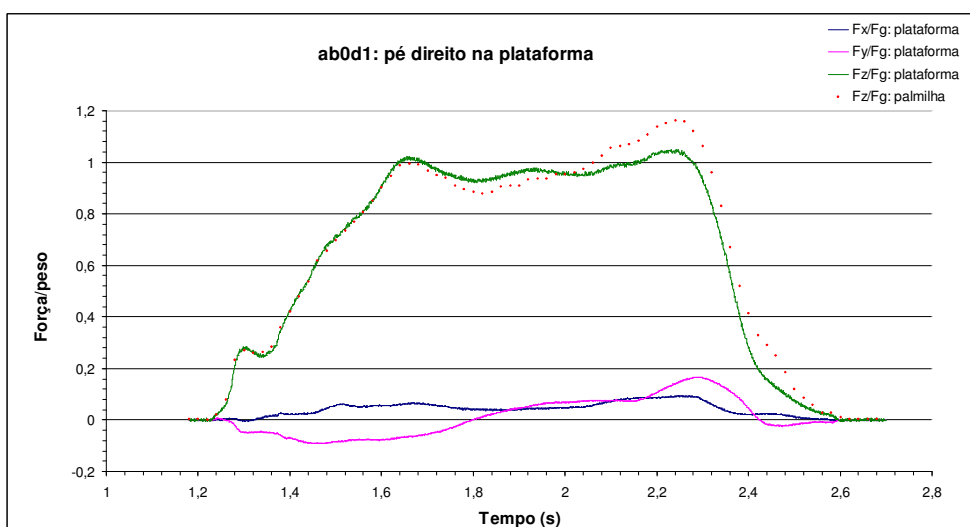


Figura A.55 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha direita (sujeito ab, 1ª passagem).

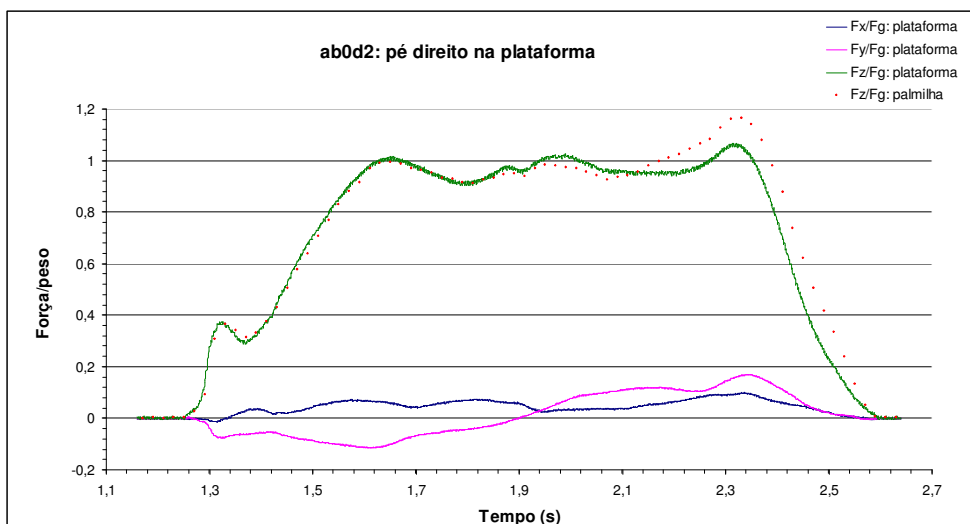


Figura A.56 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha direita (sujeito ab, 2ª passagem).

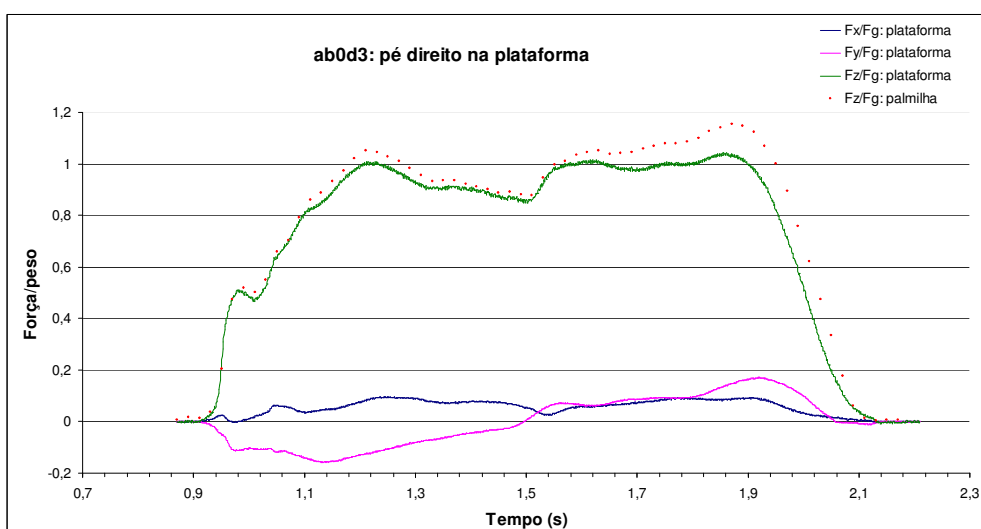


Figura A.57 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha direita (sujeito ab, 3ª passagem).

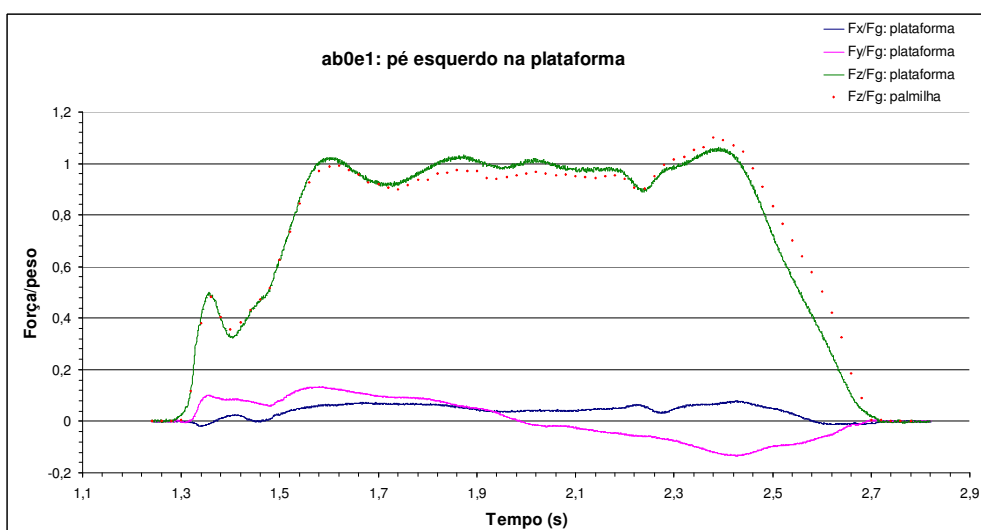


Figura A.58 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha esquerda (sujeito ab, 1ª passagem).

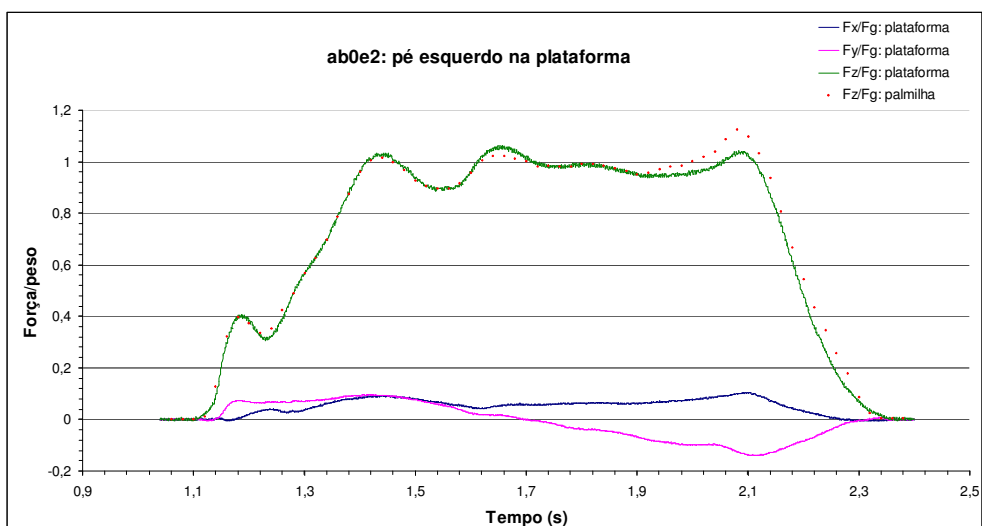


Figura A.59 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha esquerda (sujeito ab, 2ª passagem).

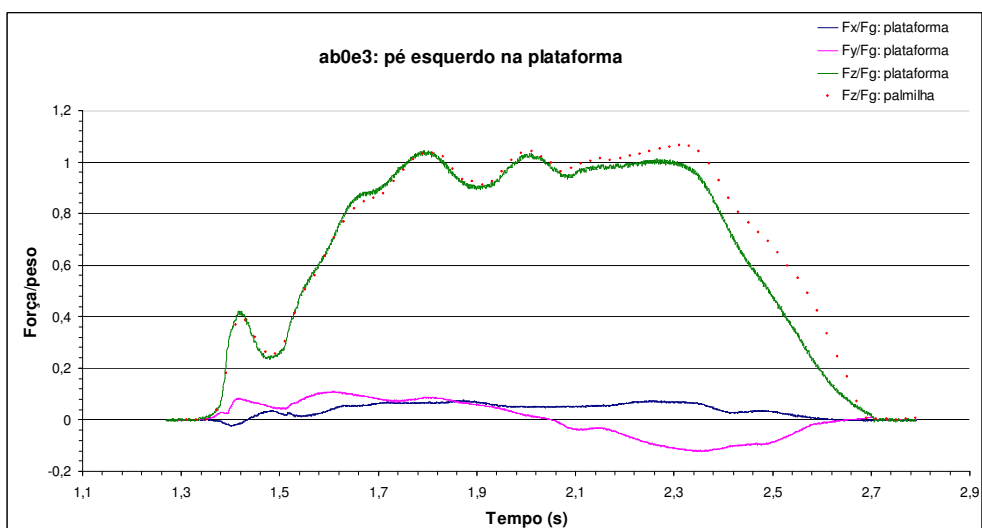


Figura A.60 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha esquerda (sujeito ab, 3ª passagem).

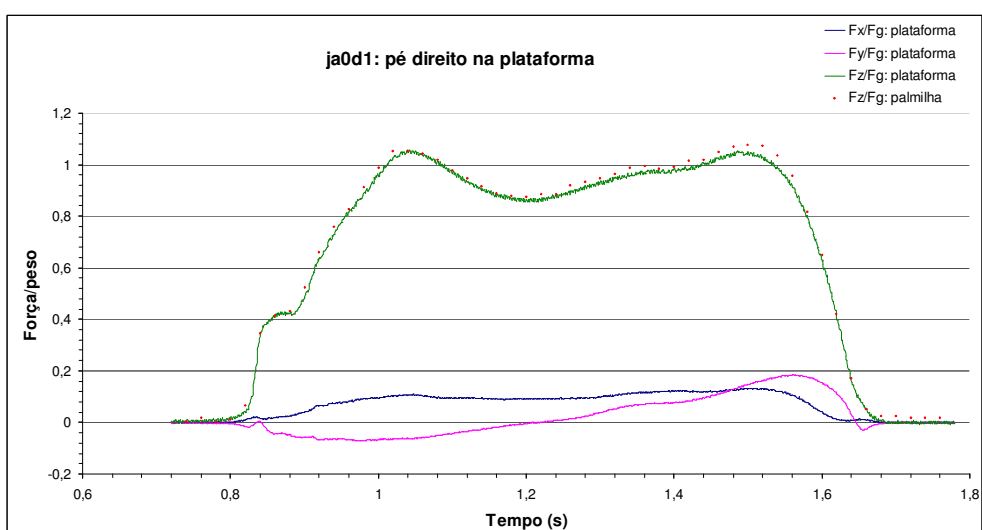


Figura A.61 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha direita (sujeito ja, 1ª passagem).

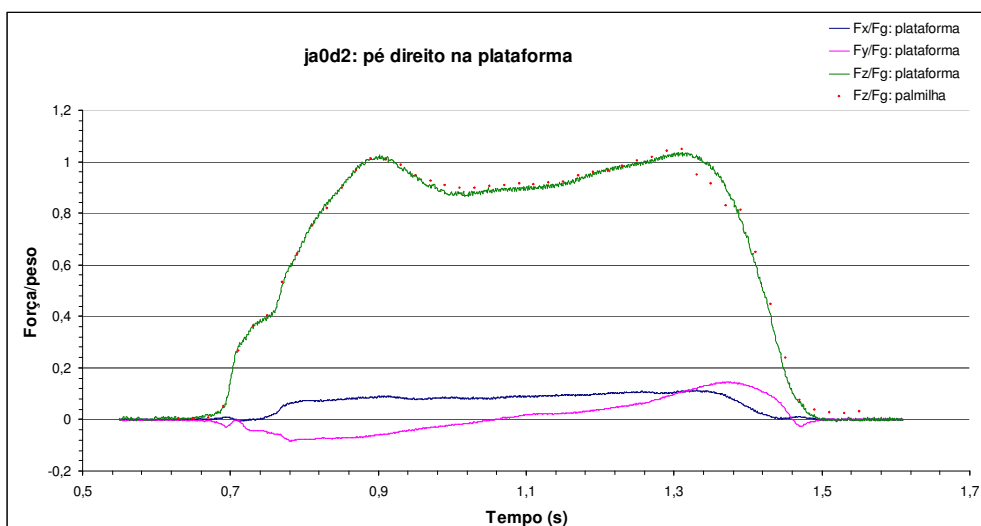


Figura A.62 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha direita (sujeito ja, 2ª passagem).

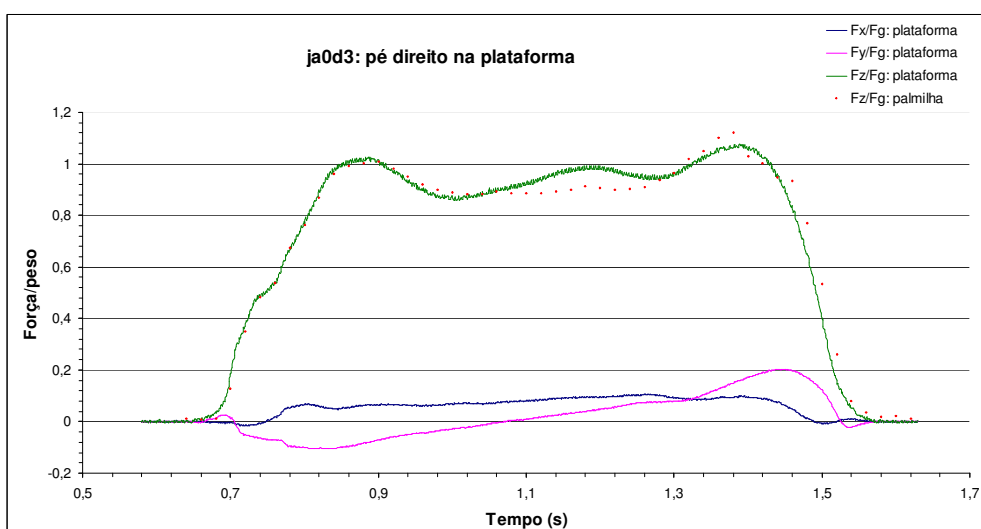


Figura A.63 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha direita (sujeito ja, 3ª passagem).

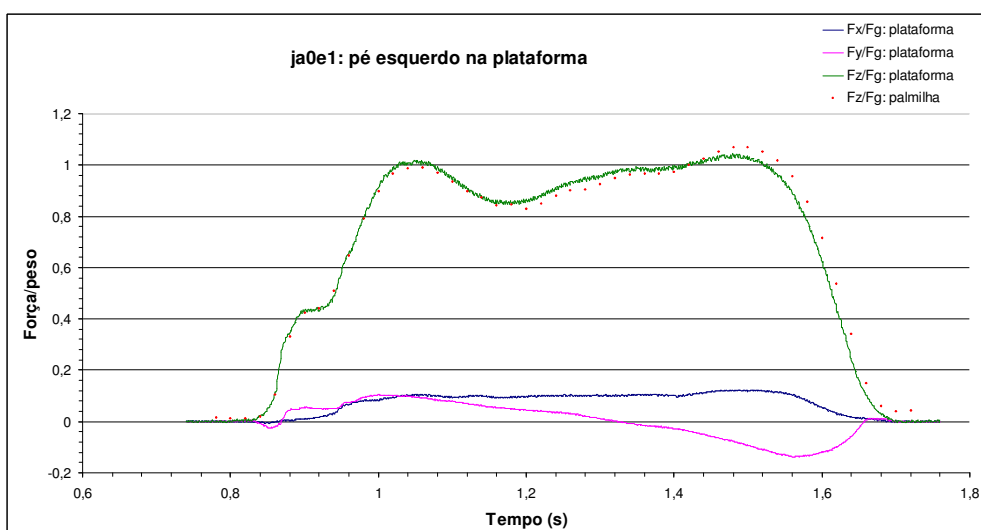


Figura A.64 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha esquerda (sujeito ja, 1ª passagem).

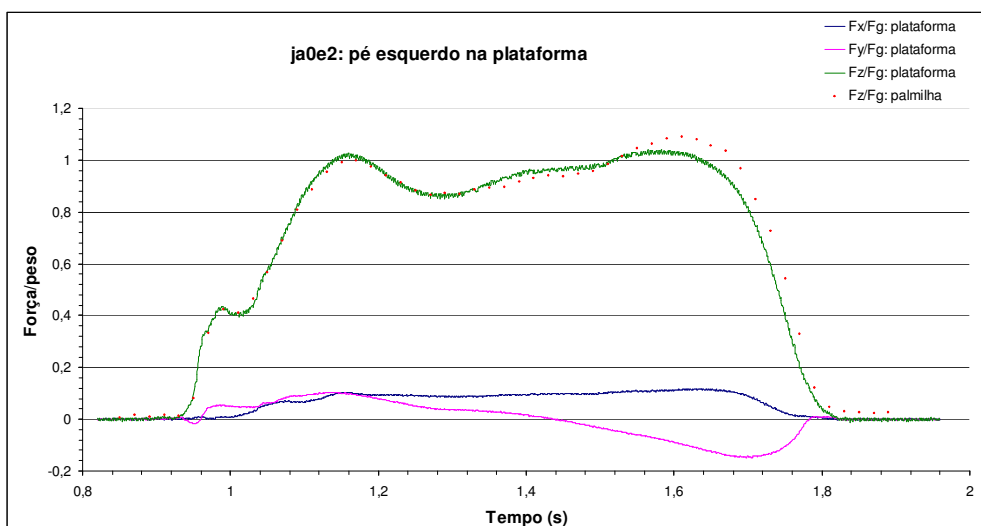


Figura A.65 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha esquerda (sujeito ja, 2ª passagem).

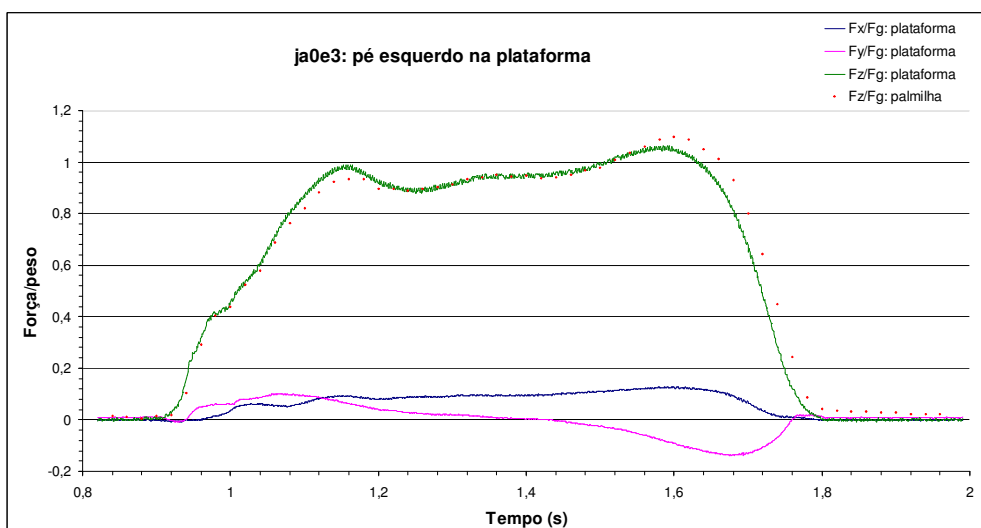


Figura A.66 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha esquerda (sujeito ja, 3ª passagem).

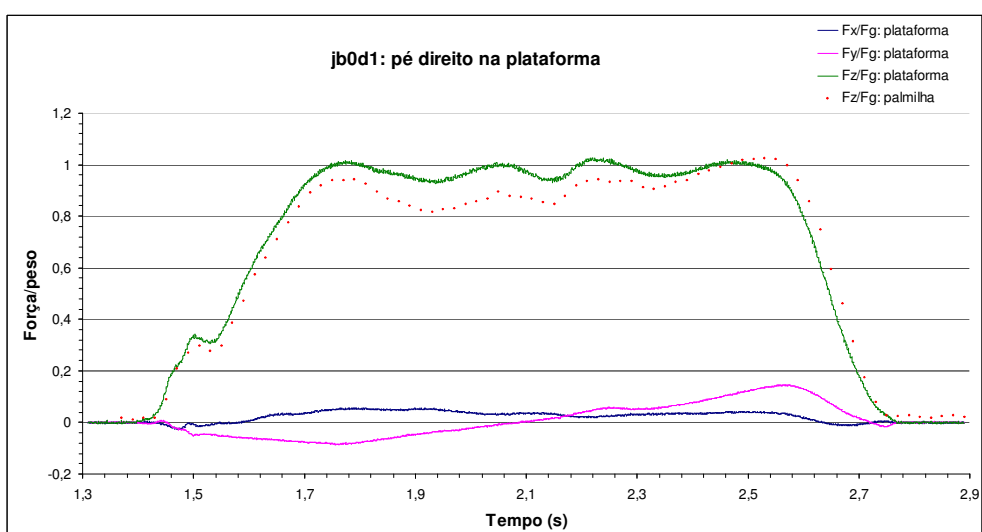


Figura A.67 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha direita (sujeito jb, 1ª passagem).

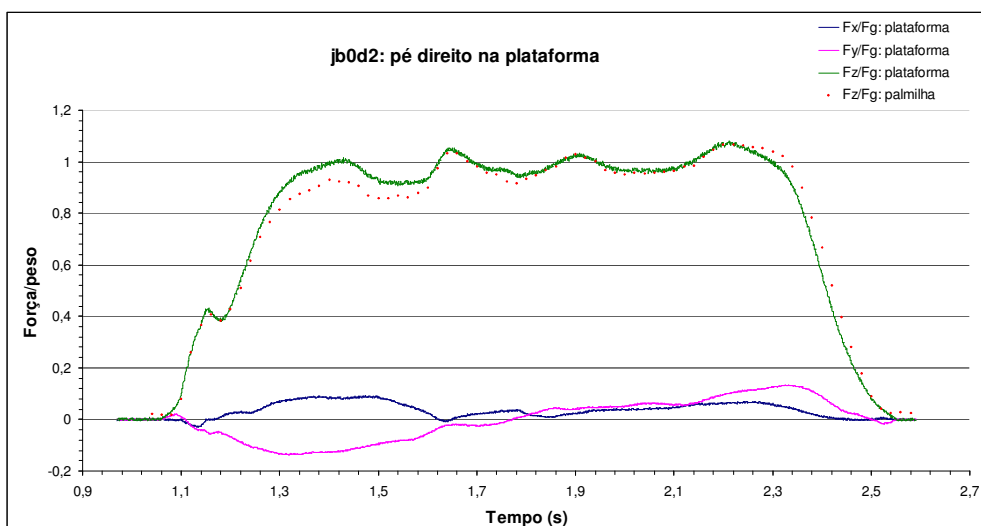


Figura A.68 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha direita (sujeito jb, 2ª passagem).

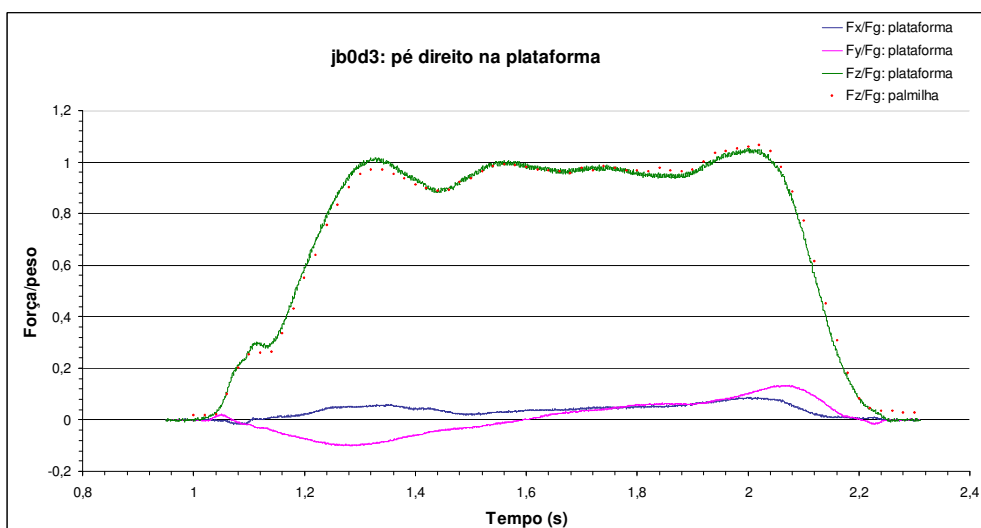


Figura A.69 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha direita (sujeito jb, 3ª passagem).

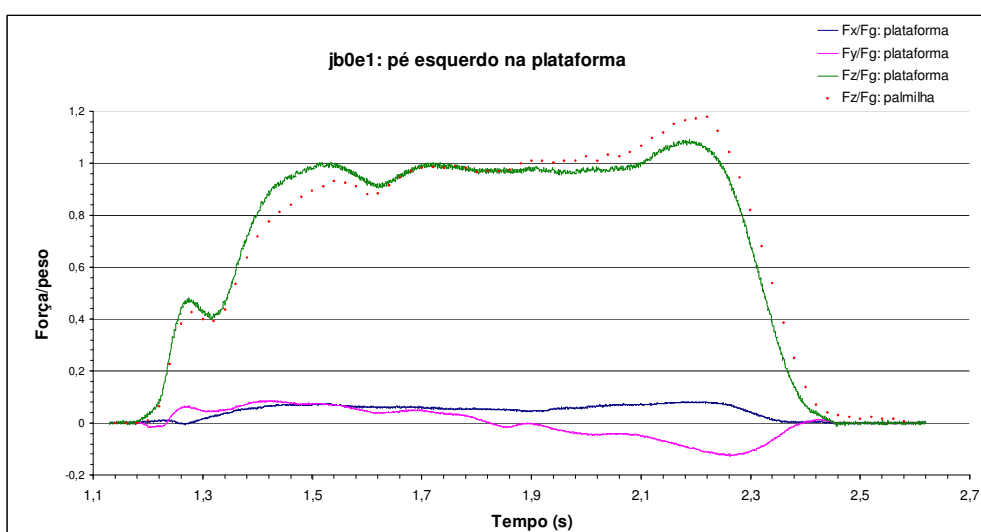


Figura A.70 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha esquerda (sujeito jb, 1ª passagem).

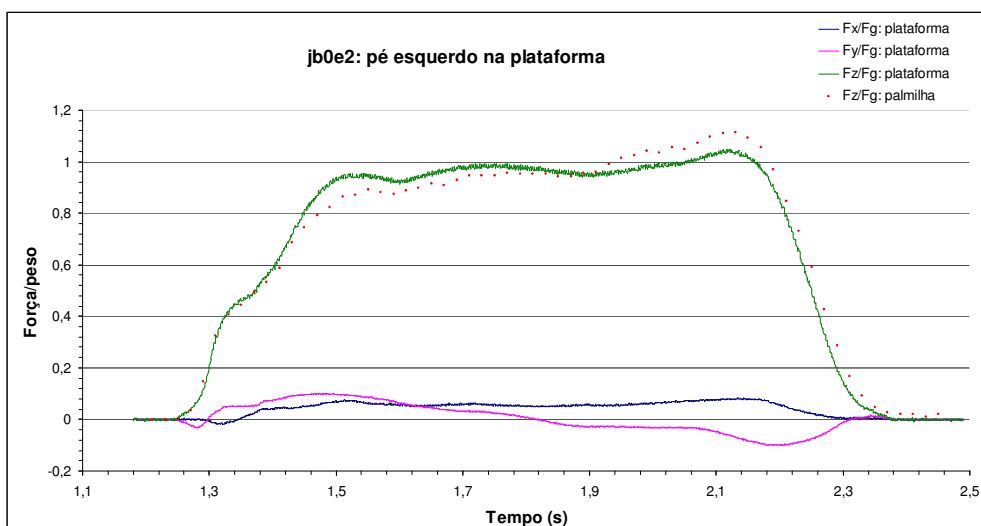


Figura A.71 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha esquerda (sujeito jb, 2ª passagem).

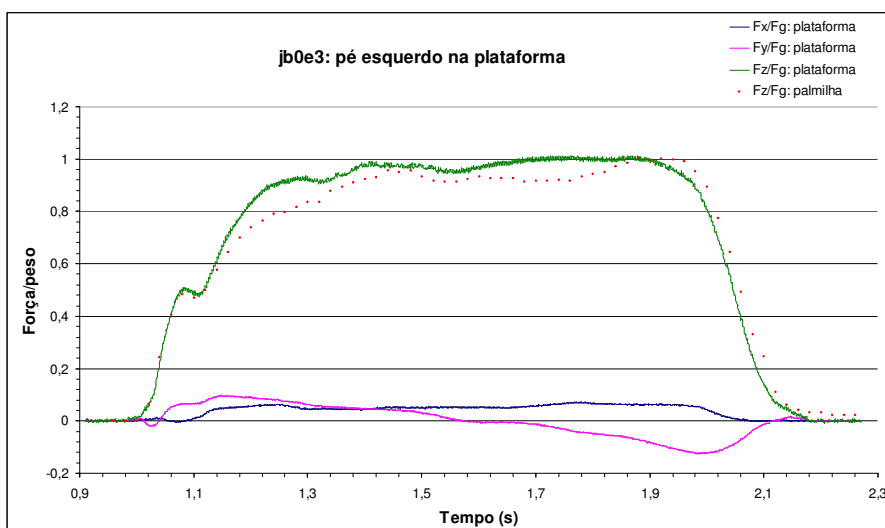


Figura A.72 – Gráfico dos dados da plataforma e palmilha esquerda (sujeito jb, 3ª passagem).

Anexos do capítulo 4

Os dados apresentados nesta segunda parte dos anexos resultam da primeira e da segunda sessão de medições do estudo do protótipo, com vista à identificação dos instantes CI e DP. Todos os dados foram tratados com o filtro Butterworth de terceira ordem (10Hz) para eliminar a maior parte do sinal de ruído.

Os gráficos apresentados nas figuras A.73 e A.74 dizem respeito à primeira sessão de medições, onde a parte sensora do protótipo é composta pelo sensor desenvolvido no LOME e pelo filme PVDF. O sensor fornece os sinais que dão origem às componentes horizontais força (F_x e F_y) gerada, cuja calibração teórica é igual para todos. O filme de PVDF fornece a componente vertical (F_z) e o seu factor de calibração é igual a 1. Os gráficos A.73 e A.74 apresentam nos eixos das ordenadas e das abcissas os valores proporcionais às componentes da força (F_z , F_y e F_x) e valores de tempo, respectivamente. Assim sendo, as unidades das componentes F_z , F_y , e F_x são expressas em Newton (N) e o tempo em segundos (s).

Os gráficos apresentados na figura A.73 apresentam as curvas das três componentes da força calculada a partir do protótipo, relativos aos ensaios 1929, 1931 e 1935 onde as palmilhas não foram usadas.

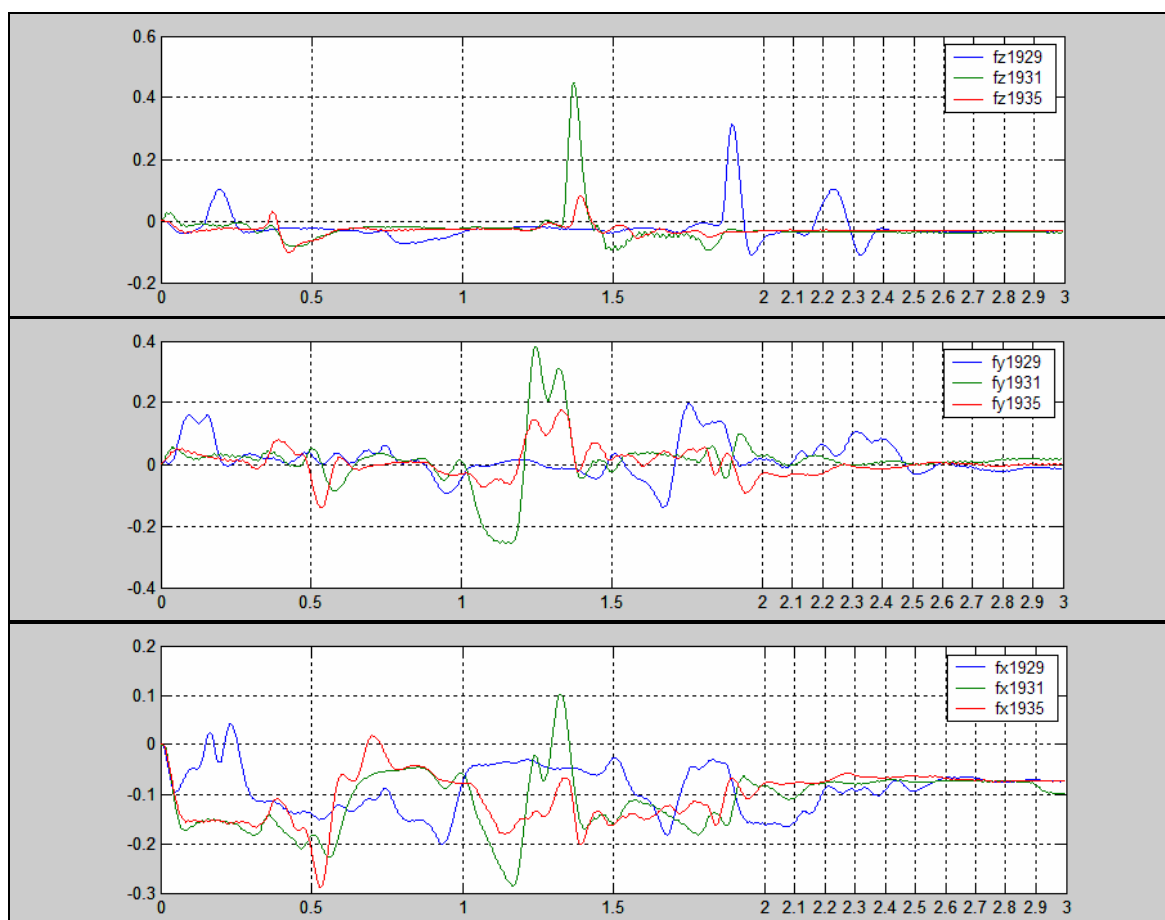


Figura A.73 – Gráficos dos sinais proporcionais às componentes da força medida no protótipo durante a primeira sessão de ensaios efectuados sem palmilhas, ordenados de cima para baixo na seguinte ordem: F_z , F_y e F_x .

Os gráficos apresentados na figura A.74 apresentam as curvas das três componentes da força calculada a partir do protótipo, relativos aos ensaios 2001, 2010, 2012, 2014, 2016, 2021, 2022, 2023 e 2024 onde as palmilhas foram usadas.

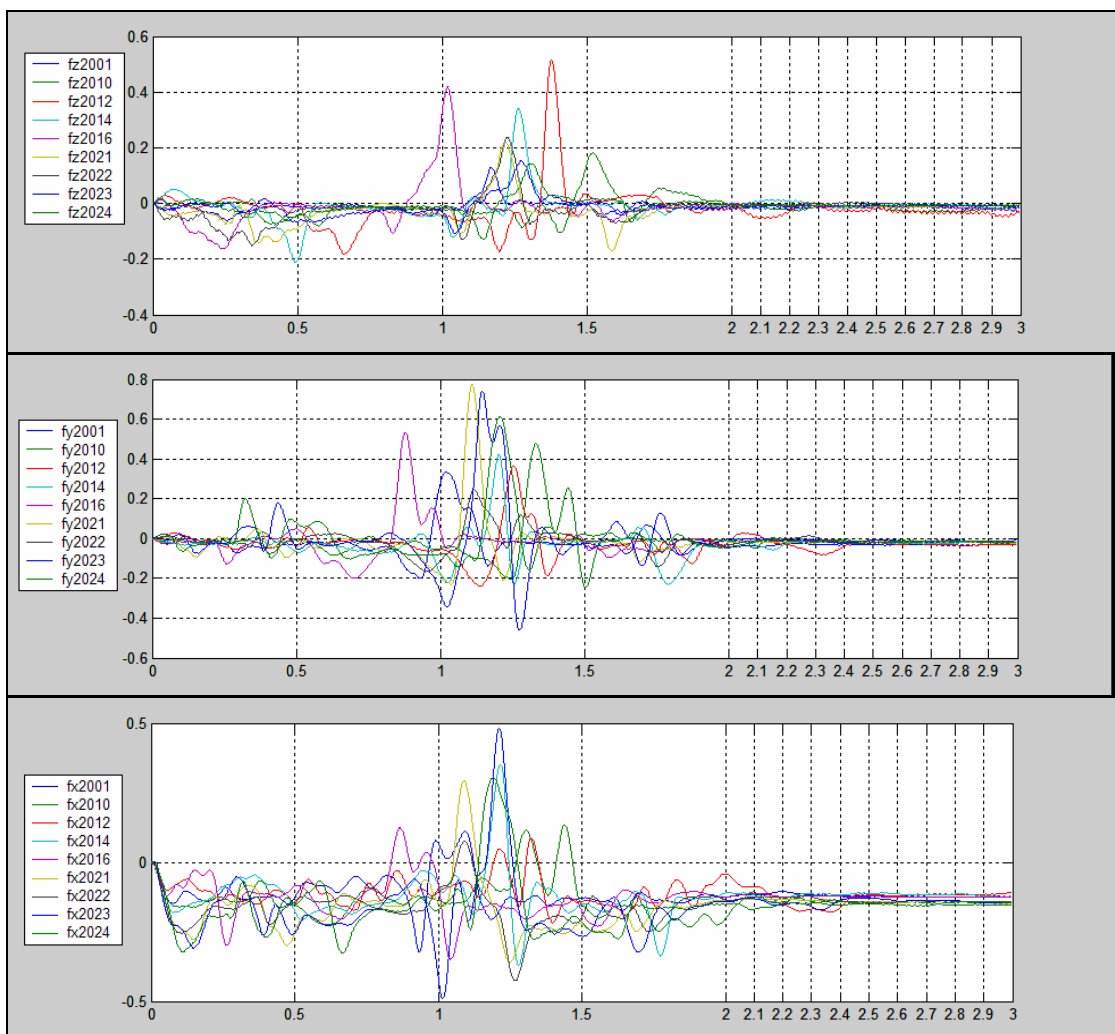


Figura A.74 - Gráficos dos sinais proporcionais às componentes da força medida no protótipo durante a primeira sessão de ensaios efectuados com palmilhas, ordenados de cima para baixo na seguinte ordem: Fz, Fy e Fx.

Os gráficos apresentados da figura A.75 à A.113 dizem respeito à segunda sessão de medições, onde a parte sensora do protótipo é composta pelo sensor desenvolvido no LOME. Este é complementado por interruptores (*trigger*) que sinalizam os momentos CI e DP, correspondentes ao contacto inicial e descolagem do pé da plataforma de forças. O sensor fornece os sinais que dão origem às componentes horizontais da força (Fx e Fy), cuja calibração teórica é igual para todos. Para além dos sinais destes dois dispositivos, também se recolheram sinais da plataforma de forças, isto é: Fx, Fy e Fz, em que Fx e Fy correspondem às mesmas componentes medidas no sensor do protótipo e Fz corresponde à componente vertical.

Os gráficos relativos à segunda sessão de medições são apresentados pela ordem com que se fizeram as recolhas, onde constam dois gráficos por ensaio, isto é, um para os sinais do protótipo e outro para a plataforma de forças. Os gráficos relativos ao protótipo apresentam no eixo das ordenadas o sinal do interruptor em funcionamento (CI ou DP) e os sinais proporcionais a Fy e Fx adquiridos pelo sensor e normalizados ao peso do indivíduo. Os sinais do sensor são adimensionais, no entanto, nestes gráficos aparecem referências às unidades do sinal recolhido no sensor e à operação de normalização, através da divisão pelo peso do indivíduo, que tem igualmente as unidades de uma força (N). Os sinais adquiridos dos *triggers* são apresentados nos gráficos em Volt (V). Os gráficos com os dados da plataforma de forças apresentam as

três componentes da força gerada pelo indivíduo quando este pisa a plataforma de forças durante os ensaios. Nos gráficos da plataforma de forças as unidades de força são adimensionais pelo facto de os sinais adquiridos desta serem normalizados ao peso do respectivo indivíduo. Todos os gráficos relativos à segunda sessão de medições mencionam a denominação do ensaio e são apresentados aos pares, sendo os das figuras à esquerda e à direita relativos ao protótipo e à plataforma de forças, respectivamente.

Da figura A.75 à A.84 apresentamos os gráficos dos dados do protótipo e da plataforma de forças relativos aos ensaios efectuados pelo sujeito “ds” com o *trigger* CI a funcionar.

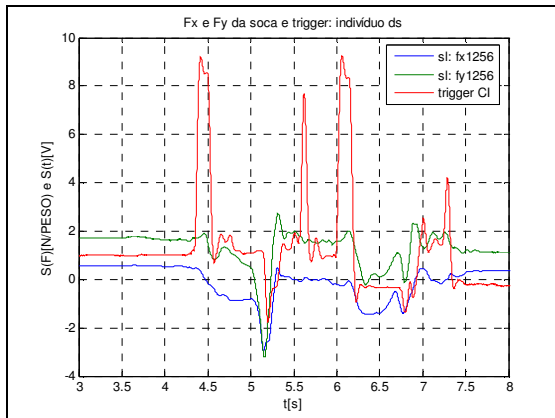


Figura A.75 – Gráfico dos sinais do protótipo (ensaio 1256, indivíduo “ds” e *trigger* CI).

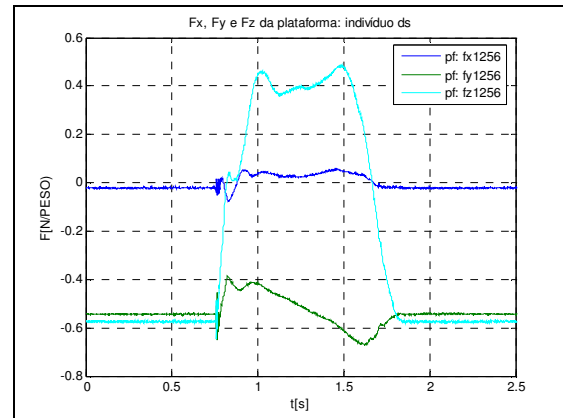


Figura A.76 – Gráfico dos sinais da plataforma de forças (ensaio 1256, indivíduo “ds”).

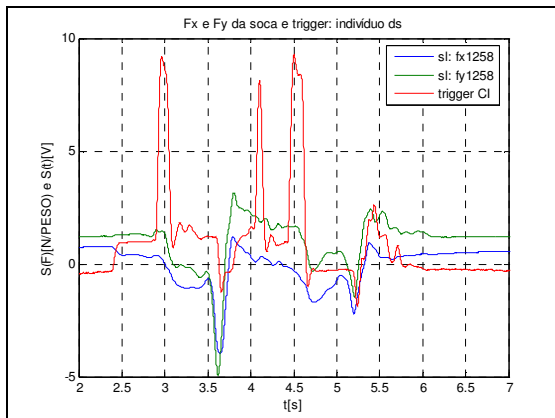


Figura A.77 - Gráfico dos sinais do protótipo (ensaio 1258, indivíduo “ds” e *trigger* CI).

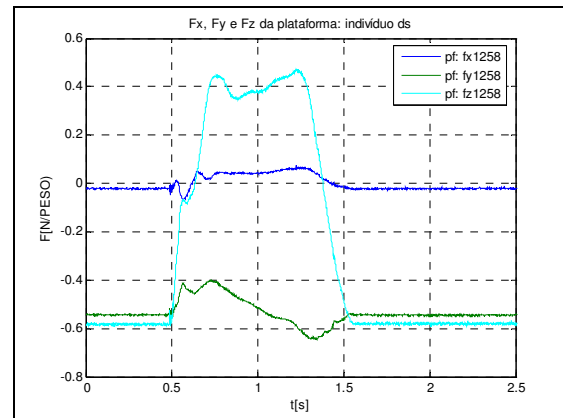


Figura A.78 - Gráfico dos sinais da plataforma de forças (ensaio 1258, indivíduo “ds”).

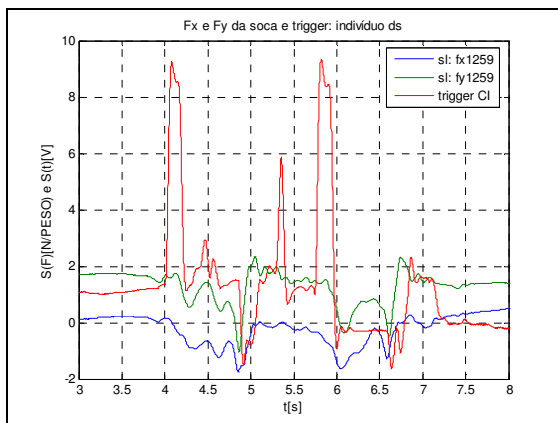


Figura A.79 - Gráfico dos sinais do protótipo (ensaio 1259, indivíduo “ds” e *trigger* CI).

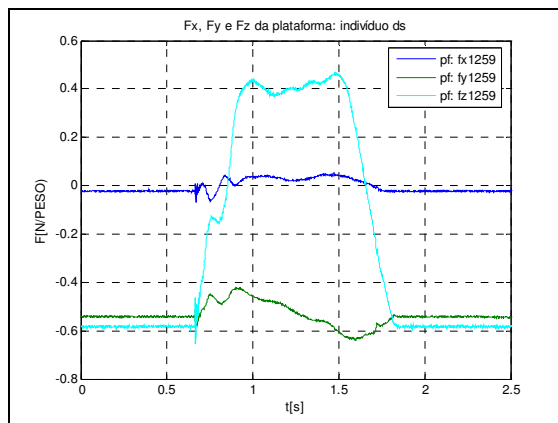


Figura A.80 - Gráfico dos sinais da plataforma de forças (ensaio 1259, indivíduo “ds”).

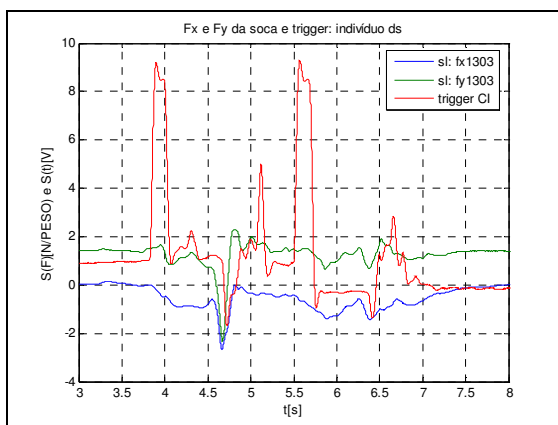


Figura A.81 - Gráfico dos sinais do protótipo (ensaio 1303, indivíduo “ds” e *trigger* CI).

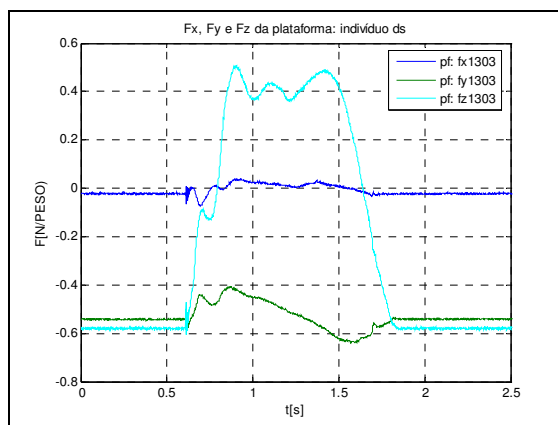


Figura A.82 - Gráfico dos sinais da plataforma de forças (ensaio 1303, indivíduo “ds”).

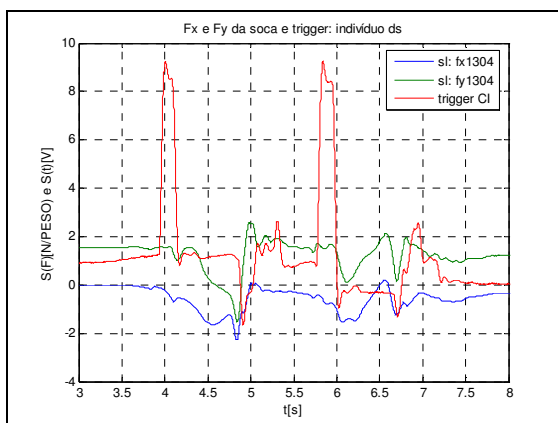


Figura A.83 - Gráfico dos sinais do protótipo (ensaio 1304, indivíduo “ds” e *trigger* CI).

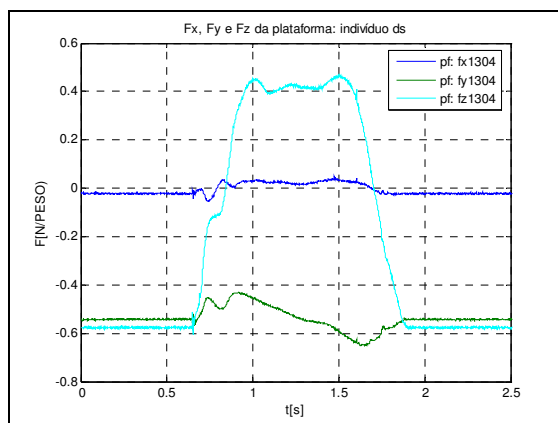


Figura A.84 - Gráfico dos sinais da plataforma de forças (ensaio 1304, indivíduo “ds”).

Da figura A.85 à A.94 apresentamos os gráficos dos dados do protótipo e da plataforma de forças relativos aos ensaios efectuados pelo sujeito “am” com o *trigger* CI a funcionar.

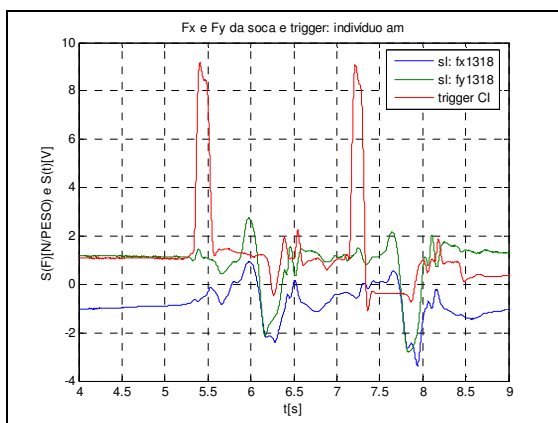


Figura A.85 - Gráfico dos sinais do protótipo (ensaio 1318, indivíduo “am” e *trigger CI*).

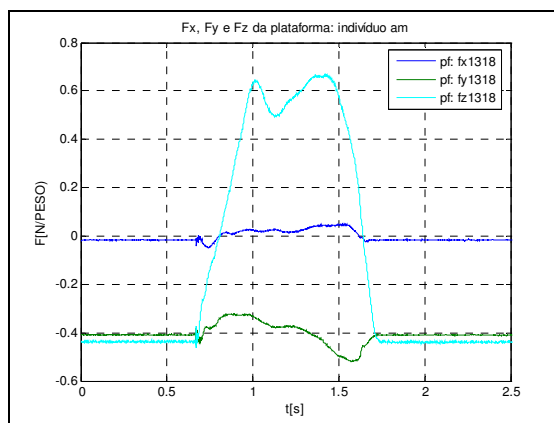


Figura A.86 - Gráfico dos sinais da plataforma de forças (ensaio 1318, indivíduo “am”).

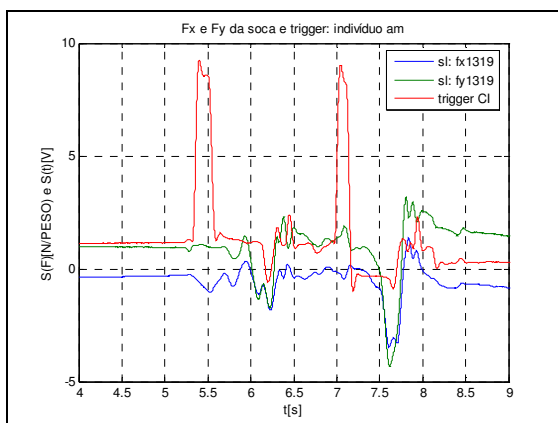


Figura A.87 - Gráfico dos sinais do protótipo (ensaio 1319, indivíduo “am” e *trigger CI*).

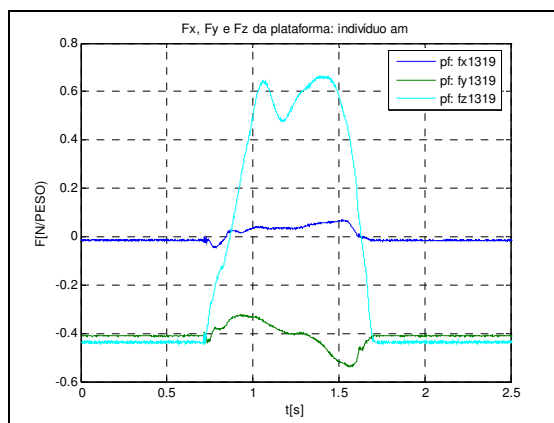


Figura A.88 - Gráfico dos sinais da plataforma de forças (ensaio 1319, indivíduo “am”).

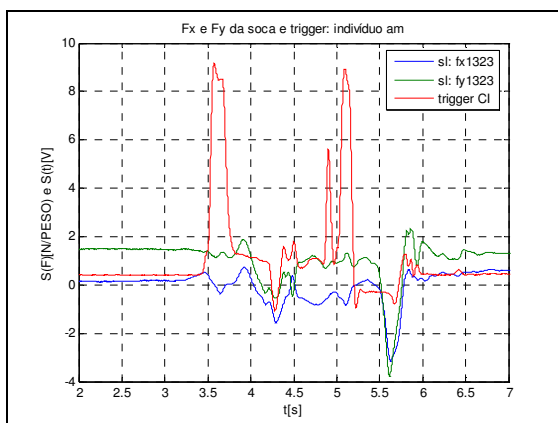


Figura A.89 - Gráfico dos sinais do protótipo (ensaio 1323, indivíduo “am” e *trigger CI*).

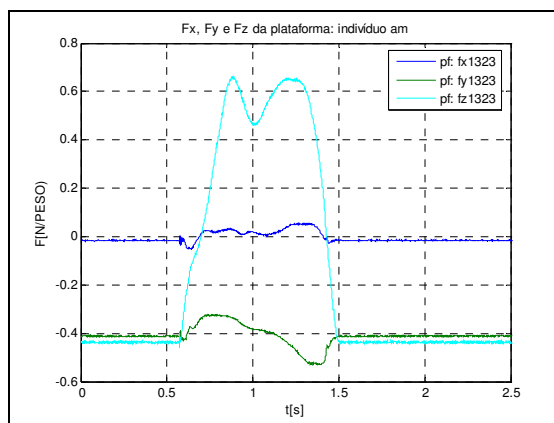


Figura A.90 - Gráfico dos sinais da plataforma de forças (ensaio 1323, indivíduo “am”).

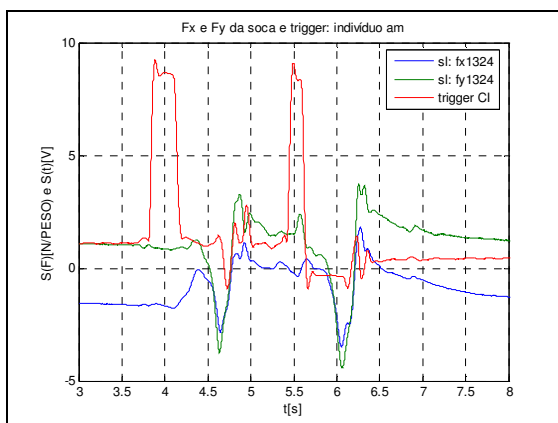


Figura A.91 - Gráfico dos sinais do protótipo (ensaio 1324, indivíduo “am” e *trigger* CI).

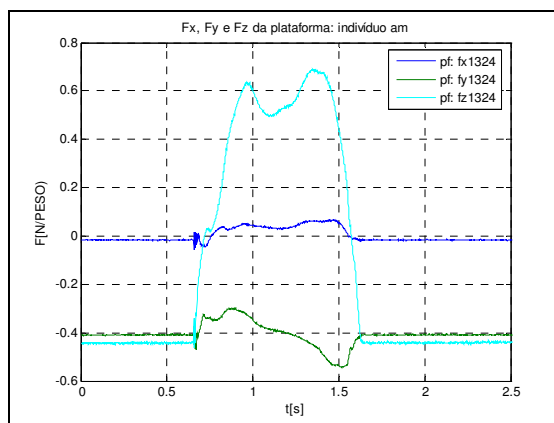


Figura A.92 - Gráfico dos sinais da plataforma de forças (ensaio 1324, indivíduo “am”).

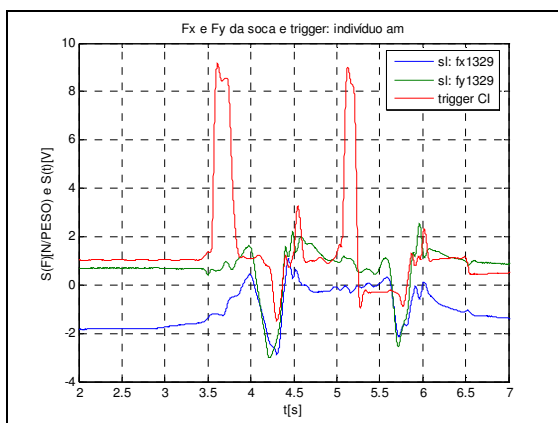


Figura A.93 - Gráfico dos sinais do protótipo (ensaio 1329, indivíduo “am” e *trigger* CI).

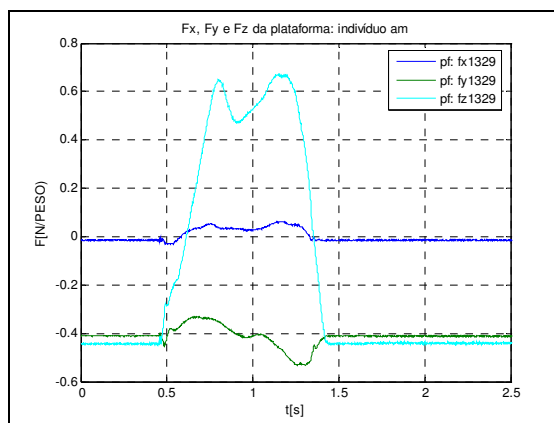


Figura A.94 - Gráfico dos sinais da plataforma de forças (ensaio 1329, indivíduo “am”).

Da figura A.95 à A.104 apresentamos os gráficos dos dados do protótipo e da plataforma de forças relativos aos ensaios efectuados pelo sujeito “ds” com o *trigger* DP a funcionar.

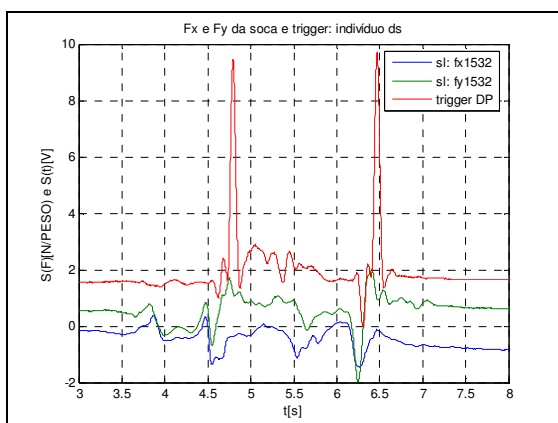


Figura A.95 - Gráfico dos sinais do protótipo (ensaio 1532, indivíduo “ds” e *trigger* DP).

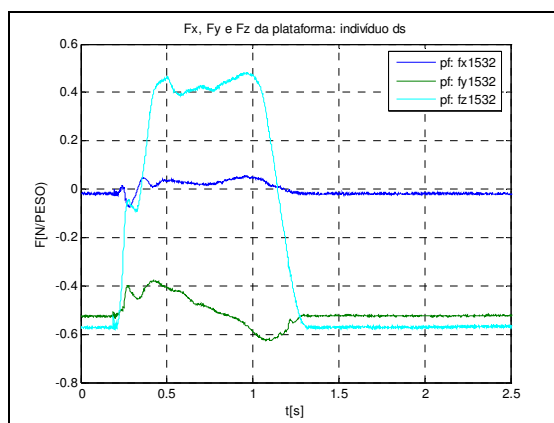


Figura A.96 - Gráfico dos sinais da plataforma de forças (ensaio 1532, indivíduo “ds”).

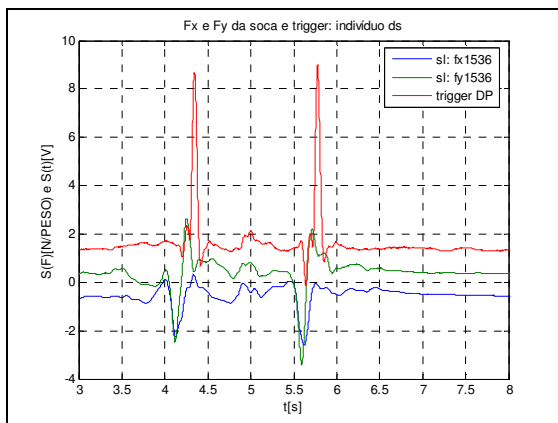


Figura A.97 - Gráfico dos sinais do protótipo (ensaio 1536, indivíduo “ds” e *trigger* DP).

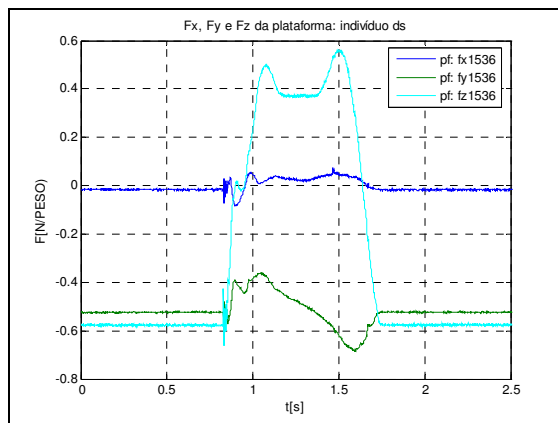


Figura A.98 - Gráfico dos sinais da plataforma de forças (ensaio 1536, indivíduo “ds”).

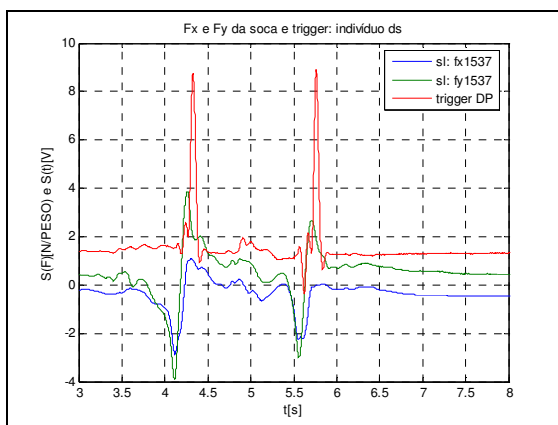


Figura A.99 - Gráfico dos sinais do protótipo (ensaio 1537, indivíduo “ds” e *trigger* DP).

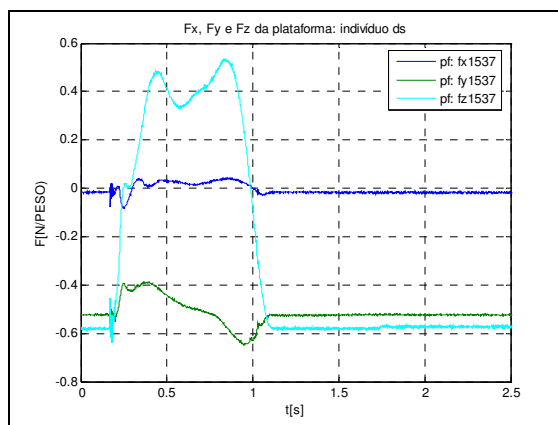


Figura A.100 - Gráfico dos sinais da plataforma de forças (ensaio 1537, indivíduo “ds”).

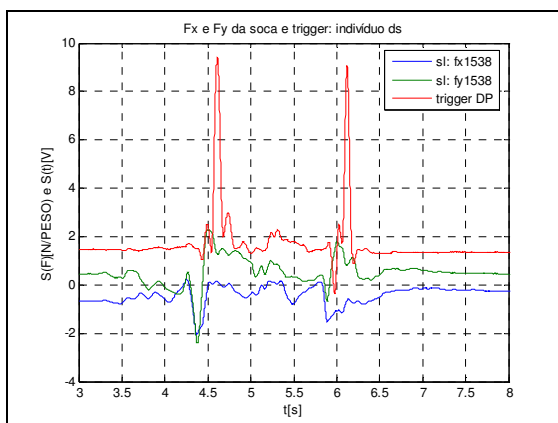


Figura A.101 - Gráfico dos sinais do protótipo (ensaio 1538, indivíduo “ds” e *trigger* DP).

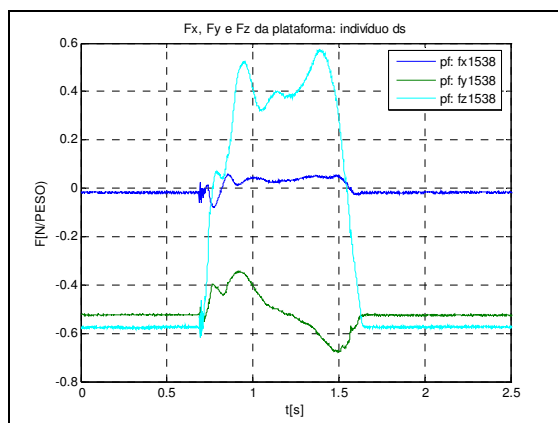


Figura A.102 - Gráfico dos sinais da plataforma de forças (ensaio 1538, indivíduo “ds”).

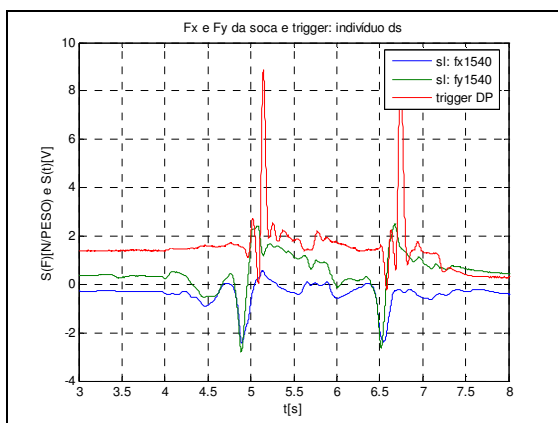


Figura A.103 - Gráfico dos sinais do protótipo (ensaio 1540, indivíduo “ds” e *trigger DP*).

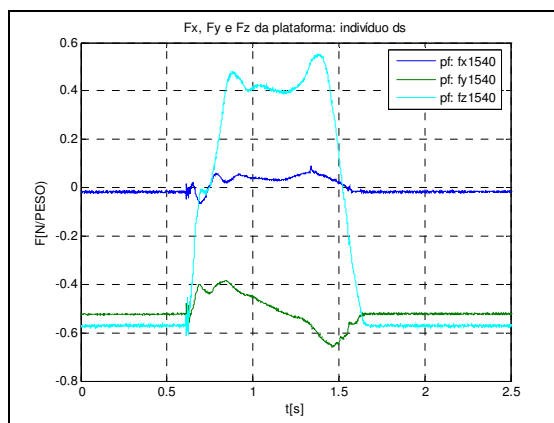


Figura A.104 - Gráfico dos sinais da plataforma de forças (ensaio 1540, indivíduo “ds”).

Da figura A.105 à A.114 apresentamos os gráficos dos dados do protótipo e da plataforma de forças relativos aos ensaios efectuados pelo sujeito “am” com o *trigger DP* a funcionar.

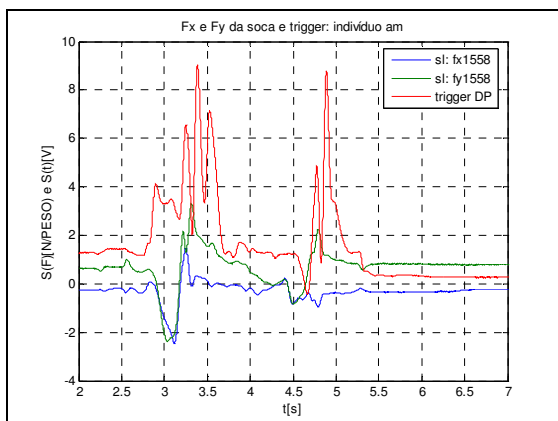


Figura A.105 - Gráfico dos sinais do protótipo (ensaio 1558, indivíduo “am” e *trigger DP*).

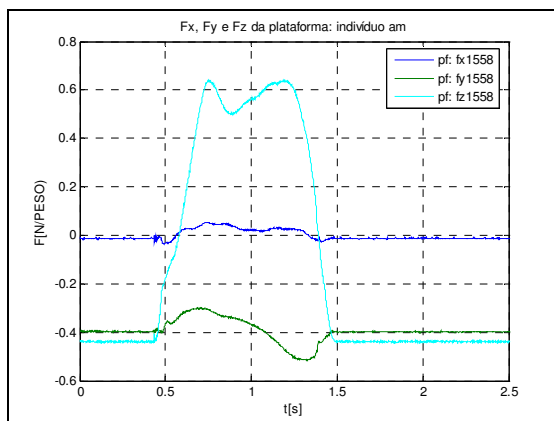


Figura A.106 - Gráfico dos sinais da plataforma de forças (ensaio 1558, indivíduo “am”).

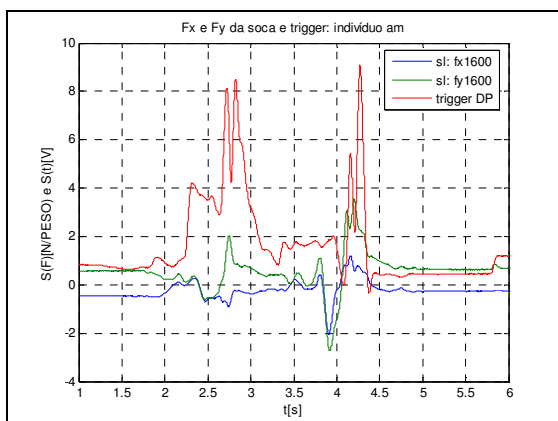


Figura A.107 - Gráfico dos sinais do protótipo (ensaio 1600, indivíduo “am” e *trigger DP*).

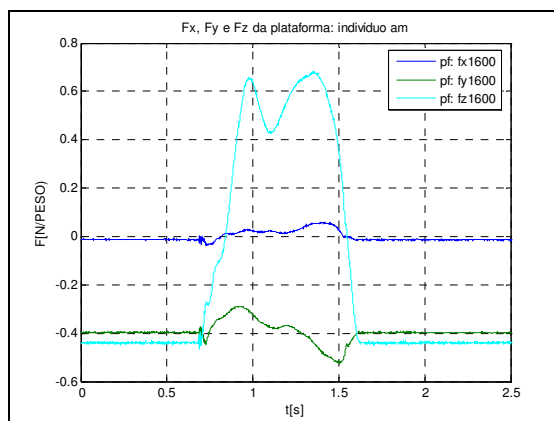


Figura A.108 - Gráfico dos sinais da plataforma de forças (ensaio 1600, indivíduo “am”).

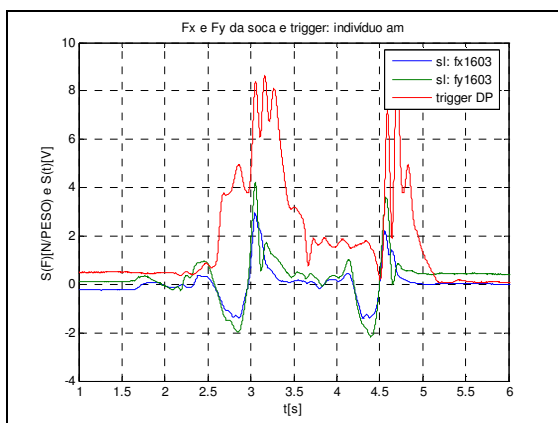


Figura A.109 - Gráfico dos sinais do protótipo (ensaio 1603, indivíduo “am” e *trigger* DP).

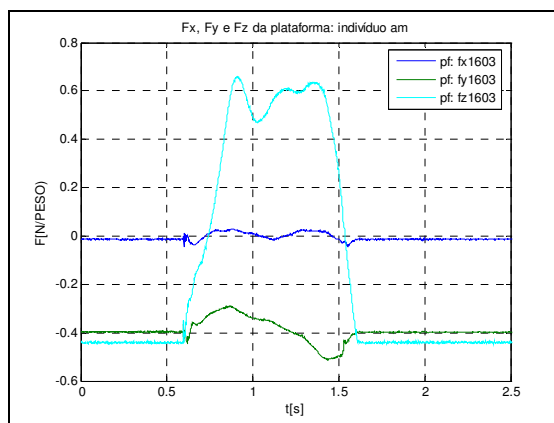


Figura A.110 - Gráfico dos sinais da plataforma de forças (ensaio 1603, indivíduo “am”).

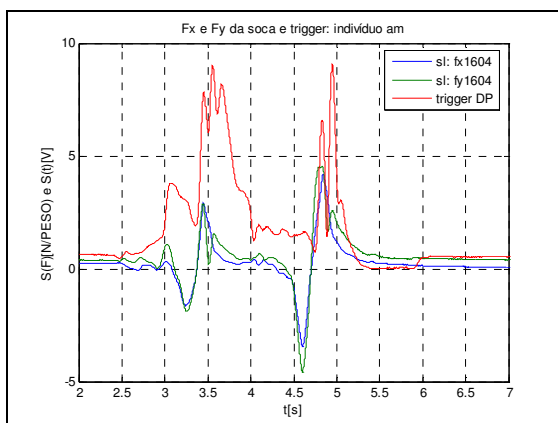


Figura A.111 - Gráfico dos sinais do protótipo (ensaio 1604, indivíduo “am” e *trigger* DP).

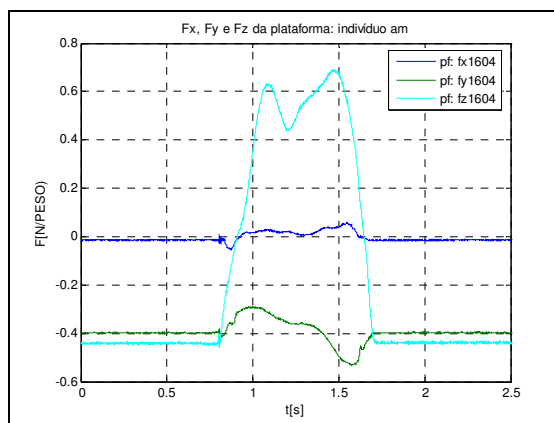


Figura A.112 - Gráfico dos sinais da plataforma de forças (ensaio 1604, indivíduo “am”).

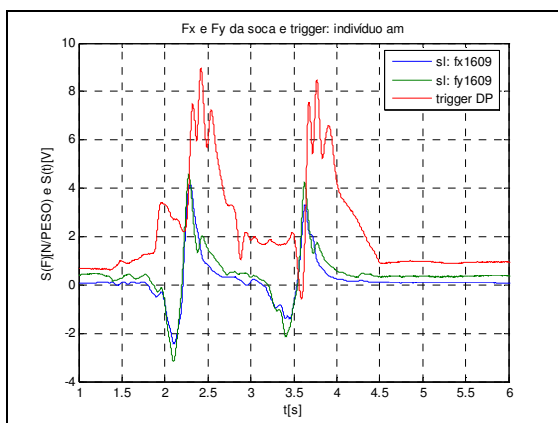


Figura A.113 - Gráfico dos sinais do protótipo (ensaio 1609, indivíduo “am” e *trigger* DP).

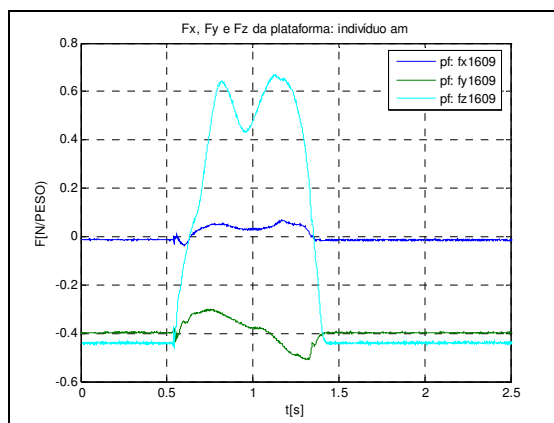


Figura A.114 - Gráfico dos sinais da plataforma de forças (ensaio 1609, indivíduo “am”).