

Sistema de análise de forças de contacto

Por

António Filipe Mendes Pinto

Orientador: Doutor Raul Morais dos Santos

Co-orientador: Doutor Artur Severo Proença Varejão

Dissertação submetida à

UNIVERSIDADE DE TRÁS-OS-MONTES E ALTO DOURO

para obtenção do grau de

MESTRE

em Engenharia Electrotécnica e de Computadores, de acordo com o disposto no

DR – I série–A, Decreto-Lei n.º 74/2006 de 24 de Março e no

Regulamento de Estudos Pós-Graduados da UTAD

DR, 2.ª série – Deliberação n.º 2391/2007

Sistema de análise de forças de contacto

Por

António Filipe Mendes Pinto

Orientador: Doutor Raul Morais dos Santos

Co-orientador: Doutor Artur Severo Proença Varejão

Dissertação submetida à

UNIVERSIDADE DE TRÁS-OS-MONTES E ALTO DOURO

para obtenção do grau de

MESTRE

em Engenharia Electrotécnica e de Computadores, de acordo com o disposto no

DR – I série–A, Decreto-Lei n.º 74/2006 de 24 de Março e no

Regulamento de Estudos Pós-Graduados da UTAD

DR, 2.ª série – Deliberação n.º 2391/2007

Orientação Científica :

Doutor Raul Morais dos Santos

Professor Auxiliar c/Agregação do
Departamento de Engenharias da Escola de Ciências e Tecnologia
Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro

Doutor Artur Severo Proença Varejão

Professor Auxiliar do
Departamento de Ciências Veterinárias da Escola de Ciências Agrárias e Veterinárias
Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro

Acompanhamento do trabalho :

Samuel Ricardo Gonçalves de Matos

Investigador colaborador do
Centro de Investigação de Tecnologias Agro-ambientais e Biológicas
Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro

Aos meus pais,

À minha irmã.

Sistema de análise de forças de contacto

António Filipe Mendes Pinto

Submetido na Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro
para o preenchimento dos requisitos parciais para obtenção do grau de
Mestre em Engenharia Electrotécnica e de Computadores

Resumo — Estudos com animais tornam-se cada vez mais importantes para modelar doenças em humanos. Neste sentido é cada vez mais popular a utilização de animais para estudos de doenças neurológicas, aspectos biomecânicos e fisiológicos. Estes estudos têm por base a análise dos parâmetros cinéticos dos animais. Para a recolha dos dados relativos à locomoção dos animais são usados sistemas de medição. Estes sistemas de medição não são muito comuns, sendo ainda escassos para a medição das forças de contacto de pequenos animais, embora que para animais de médio e grande porte estes sistemas já sejam de utilização mais abrangente, até mesmo para a medição das forças de contacto em humanos.

Este trabalho tem como principal objectivo a criação de um sistema capaz de medir as forças de contacto de pequenos animais. A criação do sistema visa a recolha dos dados referentes à locomoção do animal.

A plataforma é constituída por uma parte de hardware e uma parte de software. O hardware faz a medição das forças e o respectivo encaminhamento dos sinais até ao software. A medição das forças é feita através de sensores de força ultra sensíveis e de grande precisão. Por sua vez o software faz a aquisição, o tratamento e a gravação dos dados para posterior análise. O software para a aquisição, tratamento e gravação dos dados foi realizado com o programa LabVIEW da National Instruments.

Para além da medição e gravação dos dados foi também criada uma função para a análise dos dados, isto para se poder localizar e definir as forças exercidas por cada pata do animal durante a sua locomoção.

Foram implementados dois protótipos, comparando os dados recolhidos por cada um deles de forma a averiguar qual deles cumpria os objectivos propostos.

Palavras Chave: Plataforma de força, GRF, forças de reacção à terra, força de pressão, forças de contacto, sensores, sensores de força, medição de forças.

Ground reaction force platform

António Filipe Mendes Pinto

Submitted to the University of Trás-os-Montes and Alto Douro
in partial fulfillment of the requirements for the degree of
Master of Science in Electrical and Computers Engineering

Abstract — Animal studding is becoming important in human diseases modeling. In this way, using animals in the studding of neurological diseases or mechanical and physiological disorders is a very common method. In these studies, kinetic parameters are analyzed during the animal's locomotion and the data is collected using proper measuring systems. Although the use of ground reaction forces measuring systems is common with medium and large animals or even humans, the systems are rarely implemented for small size animals.

The main objective of the related work is to build a platform capable of measuring small animal's ground reaction forces. The implemented system must collect locomotion related data. The developed system can be divided in two parts, hardware and software. The animal's ground reaction forces are measured by an array of high precision force sensors. The sensor's analog signals of the measured forces are conditioned and routed in the hardware. After the acquisition, data is treated and saved for later analysis. The acquisition software was developed using LabVIEW from National Instruments. In the software part it was also developed a method to isolate and analyse forces exercised in each leg during the animal's locomotion.

Two versions of the platform are described, a second version was built because the results of the first one were not satisfactory enough to reach the proposed objectives. The collected data from both systems is compared and the results are discussed.

Key Words: Force platform, GRF, ground reaction forces, under pressure, contact force, sensors, force sensors, force measurement.

Agradecimentos

Os meus agradecimentos ao Magnífico Reitor da Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro, Professor Doutor Armando Mascarenhas Ferreira, ao coordenador do departamento de Engenharias, Professor Doutor José Bulas Cruz e ao Director do Mestrado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores, Professor Doutor Salviano Pinto Soares pelas facilidades concedidas para a realização deste trabalho.

Os meus agradecimentos ao Professor Raul Morais dos Santos, orientador deste trabalho, pelas sugestões, orientações e conhecimento transmitido ao longo da realização do trabalho bem como pelo bom entendimento, apoio e boa disposição que sempre existiu durante todo o tempo de trabalho.

Ao Professor Artur Varejão, do departamento de Ciências Veterinárias, co-orientador do trabalho, pela cooperação, disponibilidade e ajuda nos meios colocados à disposição, principalmente na realização dos testes com os animais.

Ao meu amigo e companheiro de laboratório, Samuel Matos, pelo companheirismo, entreaajuda, boa disposição, disponibilidade, compreensão e apoio nos momentos de maior dificuldade.

A todos os que não fiz referência anteriormente, mas que de algum modo contribuíram e ajudaram para a boa realização deste trabalho, porque uma pequena ajuda num momento difícil faz uma grande diferença.

A todos, MUITO OBRIGADO !

UTAD, Vila Real
29 de Outubro, 2009

António Filipe Mendes Pinto

Índice

Resumo	ix
<i>Abstract</i>	xi
Agradecimentos	xiii
Índice de figuras	xviii
Lista de acrónimos e de abreviaturas	xix
1 Introdução	1
1.1 Estudos de biomecânica	2
1.2 Enquadramento e objectivos do trabalho	3
1.3 Organização do documento	3
2 Plataformas de Força	5
3 Implementação de uma plataforma protótipo	21
3.1 Sistema experimental 1	21
3.1.1 Parte sensorial de medição das forças	22
3.1.2 Multiplexagem dos sinais	24
3.1.3 Bloco de terminais de ligação	26
3.1.4 Placa de aquisição de dados	27
3.1.5 Aplicação para processamento de dados	28

3.1.6	Resultados e Conclusões	33
3.2	Sistema Experimental 2	34
3.2.1	Parte sensorial de medição das forças	35
3.2.2	Amplificação dos Sinais	37
3.2.3	Bloco de terminais	40
3.2.4	Placa de aquisição de dados	40
3.2.5	Aplicação para processamento de dados	41
3.2.6	Resultados e Conclusões	42
3.3	Análise dos dados processados	43
4	Conclusões e perspectivas de trabalho futuro	49
	Referências bibliográficas	52

Índice de figuras

2.1	Esquemático do GAS (Gait Analysis System).	6
2.2	Resultados gerados pelo GAS num ensaio típico.	7
2.3	Resultados gerados pelo GAS apenas com uma pata em contacto com o sistema de medida.	8
2.4	Identificação dos dados com as patas traseiras e dianteiras apresentando-os a tracejado ou com linha sólida, respectivamente.	9
2.5	Descrição do sistema de testes.	10
2.6	Programa MatScan.	10
2.7	(A) Esquema da placa de recolha dos dados. (B) Imagem do rato com um único membro em contacto. (C) Gráfico de dados típico do contacto de um único membro.	12
2.8	Gráfico da força gerada nos três eixos de contacto por um membro.	13
2.9	(A, B) Forças verticais típicas pré-operatório. (C, D) Forças verticais típicas pós-operatório.	14
2.10	Sistema de passadeira rolante para cães.	15
2.11	Plataforma sensorial para gatos.	17
2.12	Sensor de força FSG15N1A da Honeywell	18
2.13	Circuito interno do sensor de força, Ponte de <i>Wheatstone</i>	18

3.1	Partes constituintes do primeiro protótipo	22
3.2	Disposição dos sensores de força	23
3.3	Mecanismo para o encaminhamento do animal	24
3.4	Diagrama funcional do HEF4016B.	25
3.5	Placa com os dispositivos para multiplexagem do sinais.	26
3.6	Bloco conector com as placas de circuito impresso acopladas.	27
3.7	Bloco associado à placa de aquisição de dados e a respectiva janela de configuração.	29
3.8	Blocos que desempenham a função de relés e permitem a comutação dos dados no software juntamente com os blocos de calibração.	30
3.9	Janela de diálogo de gravação dos dados.	31
3.10	Bloco gerador dos sinais de sincronismo e a respectiva janela de con- figuração.	32
3.11	Elementos constituintes da interface gráfica acessível ao utilizador.	33
3.12	Partes constituintes do segundo protótipo	35
3.13	Imagem da placa construída para a medição das forças	36
3.14	(Esquerda) Colocação da placa de circuito impresso com os sensores na ranhura. (Direita) Colocação da placa de circuito impresso na ranhura com a folha de plástico rígido colocado sobre os sensores.	37
3.15	Constituição final da parte sensorial de medição das forças.	38
3.16	Circuito interno do INA2128.	39
3.17	Colocação dos amplificadores na placa de circuito impresso.	39
3.18	Bloco conector com as placas de circuito impresso conectadas.	40
3.19	Interface gráfica disponível ao utilizador.	42
3.20	Gráfico dos dados recolhidos.	44
3.21	Gráfico das forças exercidas pelas patas do animal.	46
3.22	Gráfico das forças exercidas pelas patas do animal em que as patas de um lado são colocadas duas vezes na zona de medição.	47

Lista de acrónimos e de abreviaturas

Lista de acrónimos

Sigla	Significado
<i>GRF</i>	Força de Reacção à Terra
<i>SFI</i>	Índice Funcional Ciático
<i>RF</i>	Membro Posterior Direito
<i>LF</i>	Membro Posterior Esquerdo
<i>RH</i>	Membro Anterior Direito
<i>LH</i>	Membro Anterior Esquerdo
<i>PCB</i>	Placa de Circuito Impresso
<i>I.V.</i>	Infra Vermelhos
<i>TTL</i>	Transistor-Transistor Logic
<i>FFT</i>	Fast Fourier Transform

Lista de abreviaturas

Abreviatura	Significado(s)
e.g.	por exemplo
et al.	e outros (autores)
etc.	etcetera, outros
i.e.	isto é, por conseguinte
vs.	versus, por comparação com

1

Introdução

Cada vez mais a investigação está dependente da tecnologia e da evolução da mesma. Assim são feitos esforços cooperativos entre investigadores com a finalidade de desenvolver tecnologia o mais adequada possível às necessidades da sua área de investigação.

Este trabalho é um bom exemplo disso. A variedade de trabalhos desenvolvidos para a medição de forças de contacto apenas contempla a medição das forças de contacto verticais em humanos, animais de médio e grande porte. Desta forma o grande objectivo deste trabalho visa criar um sistema capaz de medir as forças de contacto verticais para animais de pequeno porte, ou seja, um sistema semelhante aos desenvolvidos para animais de porte superior mas com a particularidade de ter uma maior sensibilidade, necessária para detectar com uma precisão fiável as forças exercidas pelos pequenos animais durante a sua locomoção.

A concepção deste trabalho é fundamentalmente criar uma ferramenta de investigação direccionada para a área da medicina veterinária, por isso o sistema realizado deve ser prático, simples, de fácil utilização e principalmente de baixo custo sendo utilizado para a detecção, recuperação e tratamento de lesões nos membros de pequenos animais.

1.1 Estudos de biomecânica

Estudos de biomecânica são cada vez mais alvo de investigação. Estes estudos são de grande importância quer na realização de experiências e estudo dos elementos cinéticos, quer na implementação de mecanismos para aferição das forças de contacto e validação de comportamentos, com principal incidência na prática desportiva.

Os alvos destes estudos são os humanos, animais de pequeno, médio e grande porte. Neste sentido, os ratos tornaram-se cada vez mais importantes para modelar doenças humanas e proporcionaram muitas introspecções sobre mecanismos patogénicos [1]. A popularidade dos roedores para estudos de aspectos biomecânicos e fisiológicos em condições patológicas tais como a distrofia muscular, a artrite, a dor e a obesidade realçou a necessidade de obter bons dados cinéticos em pequenos mamíferos [2]. Défices neurológicos podem ser manifestados em parte por alteração dos padrões do caminhar. Como tal as análises do caminhar podem servir para delinear défices específicos, para identificar mudanças compensatórias e para validar estratégias que visam restaurar a função [3].

Em muitos casos as medidas severas envolvendo frequentemente experiências terminais, são exigidas para detectar mudanças fenotípicas incluindo a colheita dos tecidos para avaliar mudanças histológicas ou para estudos *in vitro*. Desde doenças dos sistemas nervosos e osteomusculares que resultam numa deficiência de locomoção, a medida não invasora dos parâmetros da locomoção podem fornecer introspecções novas nestas doenças assim como facilitar os estudos longitudinais da sua progressão e tratamento [1]. A medida das GRf nos cães é um método usado para descrever a locomoção, o tipo e severidade de uma manqueira existente [4, 5]. Os gatos foram o assunto de diversos estudos experimentais que se concentravam na organização de reflexos do músculo durante a locomoção, postura, equilíbrio e o movimento dos segmentos do corpo [6].

No entanto os estudos de biomecânica em humanos são realizados para a detecção de défices na locomoção e principalmente usados cada vez mais nos sistemas de forças de competições desportivas, para verificações técnicas.

1.2 Enquadramento e objectivos do trabalho

No seguimento dos estudos de biomecânica este trabalho está enquadrado nesse sentido em que o principal objectivo é criar uma plataforma sensorial para medição das forças exercidas por pequenos animais, direccionada principalmente para a análise da locomoção de ratos, isto de forma que seja possível avaliar a evolução e recuperação de algumas patologias [1–3, 7].

1.3 Organização do documento

Além deste capítulo introdutório, que visou enquadrar este trabalho, bem como apresentar os objectivos traçados e sua motivação, esta tese é composta por mais 3 capítulos. No capítulo 2 são abordados os vários tipos de plataformas de força existentes, plataformas de forças utilizadas em humanos, em animais de grande, médio e pequeno porte, descrevendo a sua metodologia, a sua aplicação e utilidade, finalizando o capítulo descrevendo qual a melhor metodologia para a realização da plataforma do qual é objectivo este trabalho. No capítulo 3 é descrito todo o processo de construção das duas plataformas de força realizadas, apresentando as partes do hardware e de software referentes a cada uma delas, assim como os respectivos resultados e conclusões. Neste capítulo também é descrita a função que permite a análise dos dados da força exercida por cada pata do animal durante a sua locomoção. No capítulo 4 são apresentadas as conclusões retiradas ao longo do trabalho, bem como algumas considerações que podem ser alvo de trabalho futuro.

2

Plataformas de Força

O principal objectivo do trabalho visa a criação de uma plataforma de força, desta forma foram abordadas e analisadas algumas das tecnologias existentes com vista a procurar obter a melhor solução metodológica para a implementação da mesma. Não só foram abordadas plataformas direccionadas para a medição de forças em pequenos animais, mas sim na globalidade, isto porque o mais importante eram os aspectos metodológicos e métodos de construção. Neste sentido existem vários estudos que abordam estas vertentes.

Assim, Tang et al. [1] descreve um sistema de medida que utiliza células de carga e tecnologia de vídeo para avaliar quantitativamente o andar dos ratos, capaz de medir 20 parâmetros diferentes da locomoção. O sistema de medida (GAS - Gait Analysis System) representado na figura 2.1, mede os parâmetros da locomoção dos ratos que andam através de um compartimento em que as medidas são realizadas, da entrada, através do modulo do sensor , até à saída da plataforma onde é colocado um brinquedo e um alimento.

O módulo do sensor tem placas transparentes na esquerda e na direita, cada uma apoiada por 7 células de carga, incluindo 4 células de carga Omega LCLB-5, 2 células de carga Omega LCLB-2 e uma única célula de carga Transducer Technics (150g 206757) que medem as GRF. Para além disto, uma câmara de vídeo digital (Sony

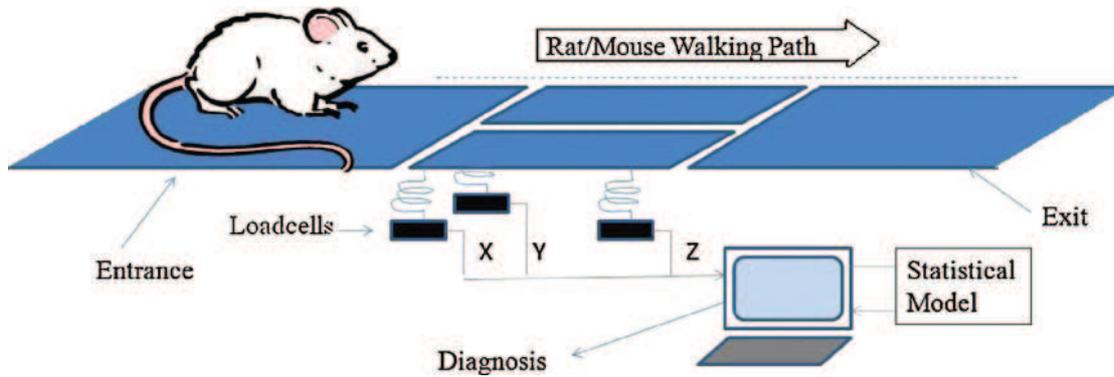


Figura 2.1 – Esquemático do GAS (Gait Analysis System).

DMK31BF03) grava as imagens do ratos a andar por baixo e o resultado é utilizado como um histórico do tempo dos componentes as forças e para verificar a posição do membro, figura 2.2. A iluminação debaixo da plataforma é controlada através de led.

A figura 2.3 mostra o sinal gerado pela célula de carga quando o animal tinha o membro dianteiro direito apoiado sobre a placa direita. É possível associar os sinais das células de cargas com os outros membros, designando cada membro da frente e de traz com tracejado e linha continua respectivamente, valores que podem ser observados na figura 2.4.

Os resultados mostram que o GAS é uma ferramenta eficaz para avaliar defeitos permanentes ou provisórios da locomoção em consequência do ferimento neuromuscular. No estudo publicado por Boyd et al. [3] é apresentado um sistema de análise do caminhar para determinar a cinemática e o sincronismo do membro nos modelos convencionais do ferimento que conduzem a um déficit unilateral do membro posterior ou à paresia bilateral do membro posterior. Este autor faz referência ao índice funcional ciático (SFI). O SFI na sua forma original e modificada utiliza o comprimento da impressão da pata e a propagação do dedo nos membros lesados e não lesados para descrever o uso dos membros posteriores durante o caminhar. O SFI tem limitações em parte porque a velocidade do caminhar altera o comprimento da impressão e os dados da velocidade raramente são relatados. O SFI não fornece dados a respeito da força, da pressão ou percentagem de peso suportado por um membro.

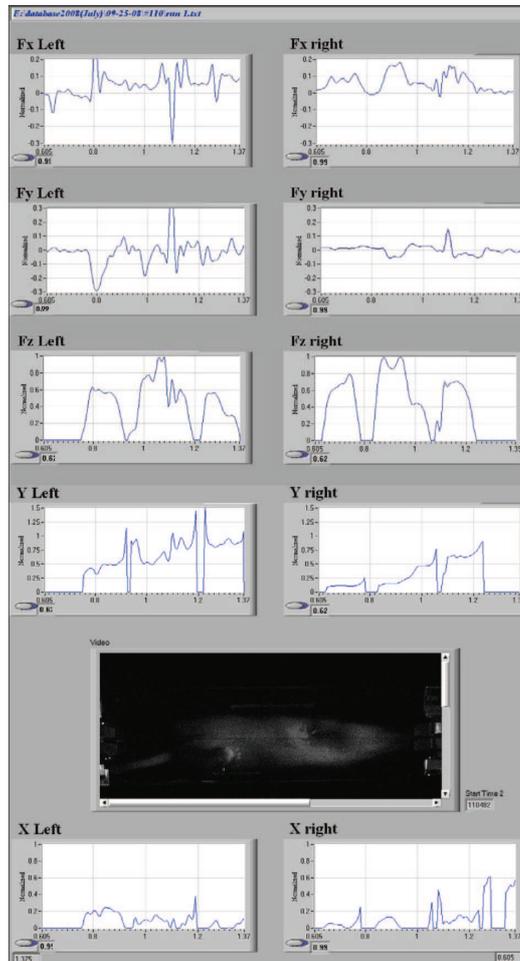


Figura 2.2 – Resultados gerados pelo GAS num ensaio típico.

O SFI apenas avalia a função dos membros posteriores e múltiplas experiências são frequentemente necessárias devido a manchas de tinta ou ao arrastar da cauda durante o ensaio. Este estudo descreve uma estratégia para avaliar a função locomotora depois do ferimento que fornece as medidas paramétricas de funcionalidade semelhante a estudos em humanos. Este foi o primeiro estudo para examinar simultaneamente os membros esquerdo e direito da frente e de trás a pressão de contacto, a força e a área, o comprimento da passada e a velocidade do andamento.

A locomoção foi analisada utilizando um tapete de pressão 5101TL (Tekscan), composto por três sensores de alta resolução 5101 embutidos em série dentro duma plataforma (50,8 cm X 58,4 cm) como mostra a figura 2.5.

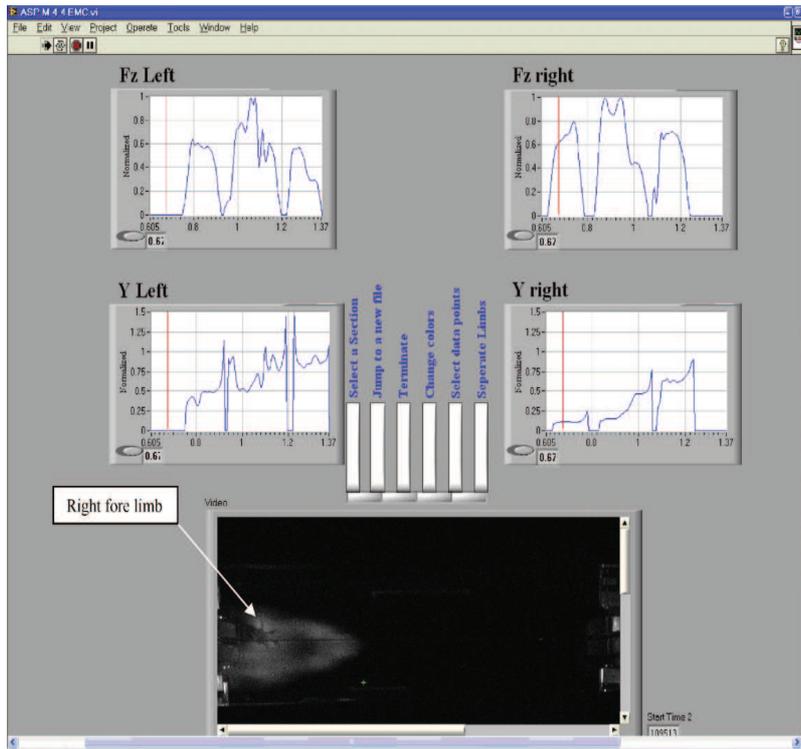


Figura 2.3 – Resultados gerados pelo GAS apenas com uma pata em contacto com o sistema de medida.

Os sensores consistem em duas camadas perpendiculares de tiras semi-condutoras eléctricas. A área sensorial ou "sensel" é o local em que estas duas camadas se intersectam. Quando a força é aplicada ao "sensel" a resistência eléctrica é alterada e a variação da resistência é proporcional à quantidade de força aplicada. Cada sensor tem uma matriz de 4 colunas e 44 linhas (11,2 cm X 11,2 cm) de "sensels", criando 132 colunas de "sensel" por 44 linhas de "sensels" numa área total de 11,05 cm X 33,41 cm (369,18 cm²). O sistema faz a varredura das linhas e colunas de "sensels" e converte a variação da resistência eléctrica numa força baseada na calibração com um peso aplicado conhecido.

As experiências foram gravadas usando o software de investigação MatScan (Tekscan), que permite em tempo real e atrasado a visualização da pressão medida ou força no monitor de um computador (figura 2.6).

Este sistema oferece uma abordagem abrangente para medir as variáveis cinemática e sincronismo em ambos os membros anteriores e posteriores. O sistema permite a

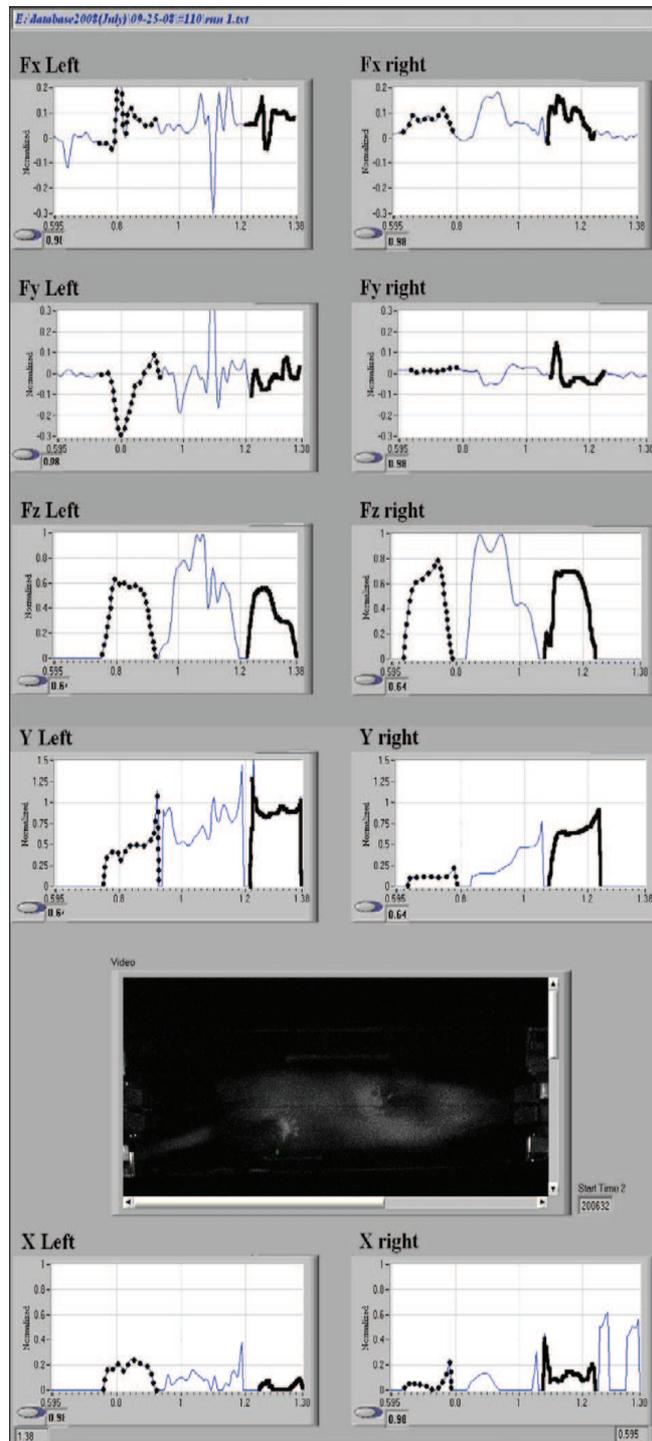


Figura 2.4 – Identificação dos dados com as patas traseiras e dianteiras apresentando-os a tracejado ou com linha sólida, respectivamente.

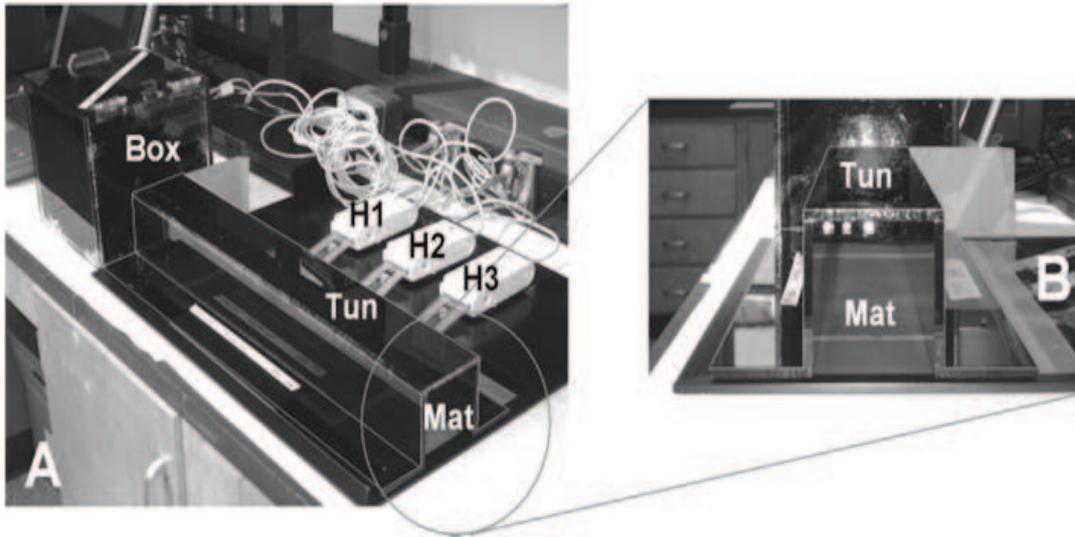


Figura 2.5 – Descrição do sistema de testes.

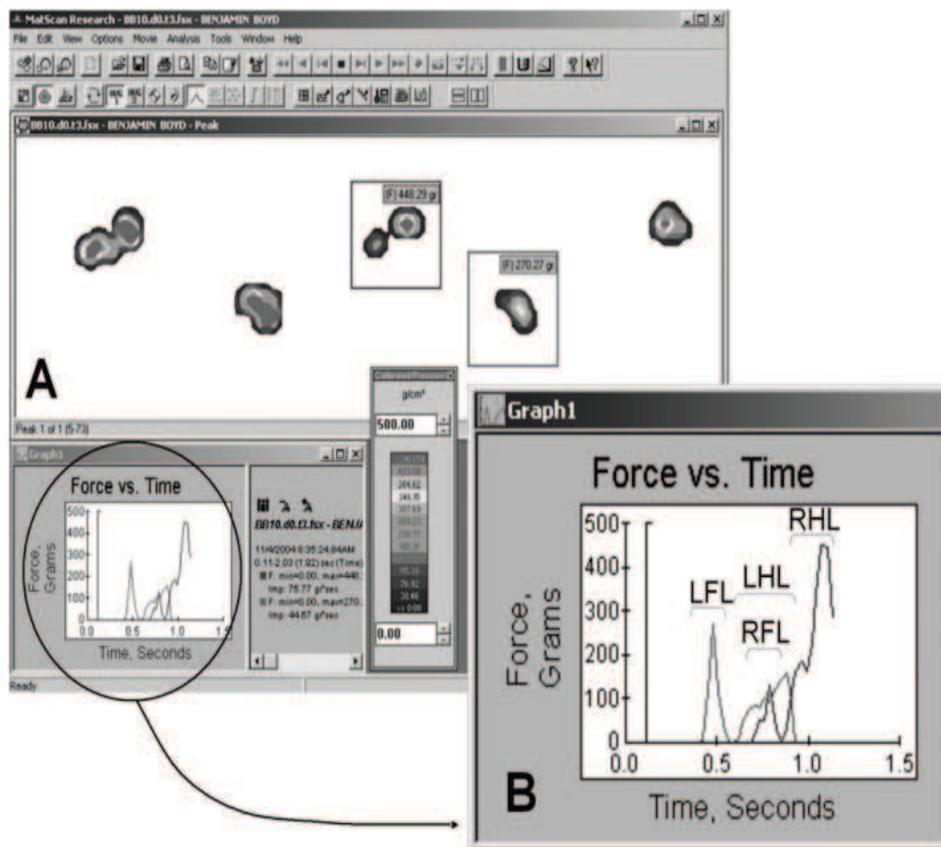


Figura 2.6 – Programa MatScan.

captura de dados contínuos, que torna capaz a análise dos parâmetros de contacto dos membros posteriores ao logo do tempo durante a marcha, bem como os padrões de compensação nos membros anteriores e membro posterior contra lateral que resulta da lesão bilateral ou unilateral. Do ponto de vista pratico o sistema não precisa de nenhum treino para utilizadores principiantes bem como nenhuma necessidade de pré-treino extenso dos animais.

Em relação ao software MatScan, tem a capacidade de apresentar a força, a pressão e a área como dados crus ou como o valor médio local. Os dados crus são os dados gravados de cada "sensel". O valor médio local representa os dados médios do "sensel" que interessa e dos oito "sensels" circunvizinhos. As diferenças entre as medidas cruas e do valor médio local são pequenas para a força de contacto, mas são grandes para a área de contacto e a pressão de contacto. A placa de força testada no estudo realizado por Zumwalt et al. [2] é uma placa de força portátil com o tamanho de 152,5mm X 152,5mm X 29,5mm, com tecnologia mecânica avançada incorporada (Watertown). A placa regista forças na direcção vertical (z), antero-posterior (y) e médio-posterior (x).

O software da placa inclui *Hardware Zero* que é executado a cada dez ensaios e a placa é calibrada a zero por via electrónica antes de cada prova. Para isolar uma única passada, um pedaço de madeira leve (200mm X 20mm X 20mm; 46,6g) foi fixado à superfície com uma fita adesiva de dupla face. A placa foi calibrada a zero com o pedaço de madeira anexo e o resto da placa foi coberta com uma placa de madeira que não tocava na placa de força (figura 2.7 A).

Os ratos andavam livremente sobre o corredor e os dados das três forças foram recolhidos apenas quando uma pata estava em contacto com a tira de madeira (figura 2.7 B, C). Esta placa tem uma superfície superior de pouco peso e uma alta sensibilidade mas tem frequências naturais relativamente baixas. Para verificar que a placa tem a resposta de frequência adequada, os dados foram gravados quando deixaram cair uma bola de ping pong na placa com e sem pedaço de madeira anexo.

A saída foi analisada usando FFT com software de análise da onda (Systat Software Inc.). Os valores máximos da força vertical gravados com esta placa estavam dentro dos valores mencionados noutros estudos, valores representados na figura 2.8.

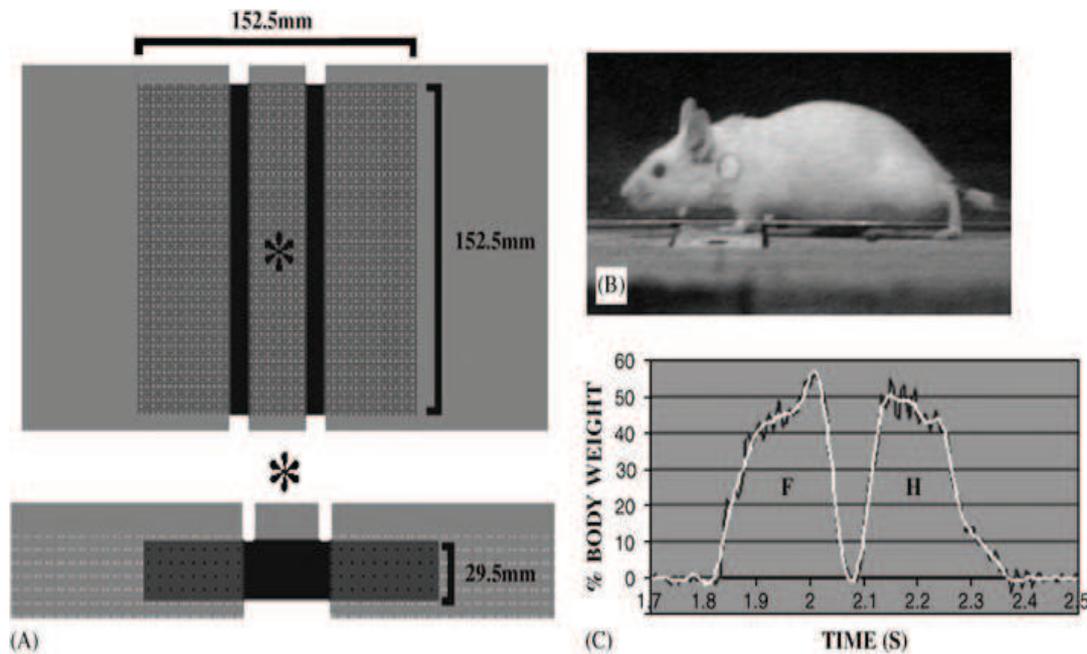


Figura 2.7 – (A) Esquema da placa de recolha dos dados. (B) Imagem do rato com um único membro em contacto. (C) Gráfico de dados típico do contacto de um único membro.

Os valores das três forças estavam igualmente dentro da escala esperada durante a locomoção normal de outros mamíferos. Esta placa de força fornece uma ferramenta nova e útil para recolher os três componentes de força em animais pequenos, que pode ser modificada para gravar forças de um único membro tendo baixas quantidades de interferências. Esta placa de força está disponível comercialmente.

Um método para medir continuamente as GRF dos ratos usando uma faixa de passeio instrumentado e utilizar os parâmetros dessa força para avaliar a recuperação foi o objectivo de estudo de Howard et al. [8].

O instrumento utilizado consiste numa faixa com 1,2 m de comprimento, 8,8 cm de largura que inclui três eixos transdutores de força piezoelétricos, três amplificadores de carga, três placas de acondicionamento de sinal e um computador com sistema de aquisição de dados. A faixa tem uma base em alumínio com paredes claras de plástico acrílico. O transdutor de força é incorporado na base da faixa, 75 cm a partir da zona de partida. Este local foi escolhido para permitir que o rato tenha uma marcha estável quando atinge o transdutor. Uma tira de papel foi colocada à superfície para registar as pegadas e melhorar a tracção. Uma caixa escura foi

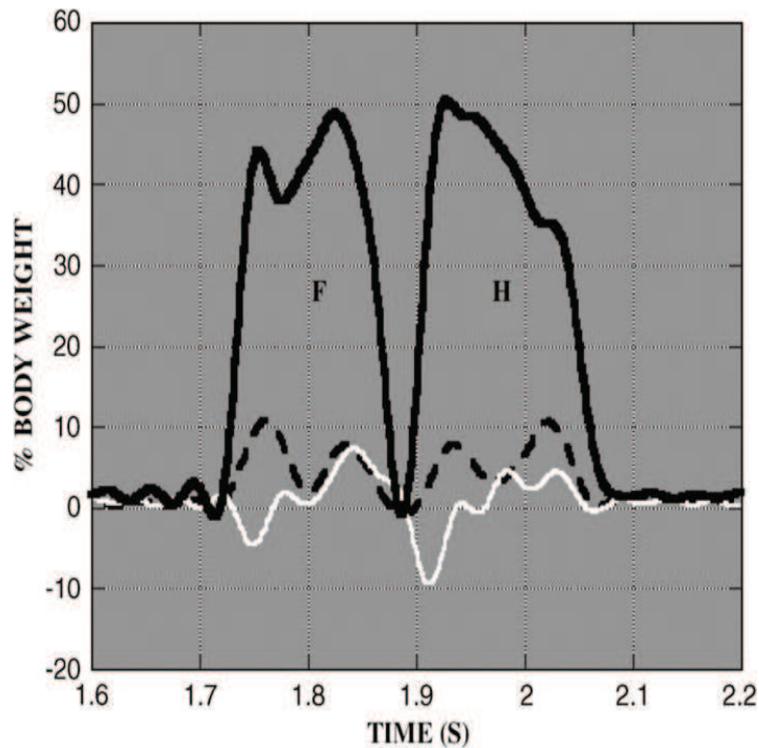


Figura 2.8 – Gráfico da força gerada nos três eixos de contacto por um membro.

colocada no final da faixa para incentivar os animais a moverem-se continuamente.

A aquisição dos dados é iniciada manualmente momentos antes do animal chegar ao elemento medição. Os sinais de saída dos três componentes do elemento de medição foram gravados usando o software de aquisição de dados. Os dados da força recolhidos são apresentados na figura 2.9.

Os resultados em ambos os sentidos foram consistentes demonstrando assim que o sistema é imparcial. A filmagem de vídeo foi um procedimento para garantir que as batidas do pé ocorreram no elemento de medida.

O trabalho realizado por Muir et al. [7, 9, 10] tem como principal objectivo medir e avaliar as GRF na locomoção de ratos utilizando uma plataforma construída ao nível da superfície do corredor onde passam os animais, situada no meio do corredor, equidistante de uma e outra extremidade. A plataforma mede a força de três

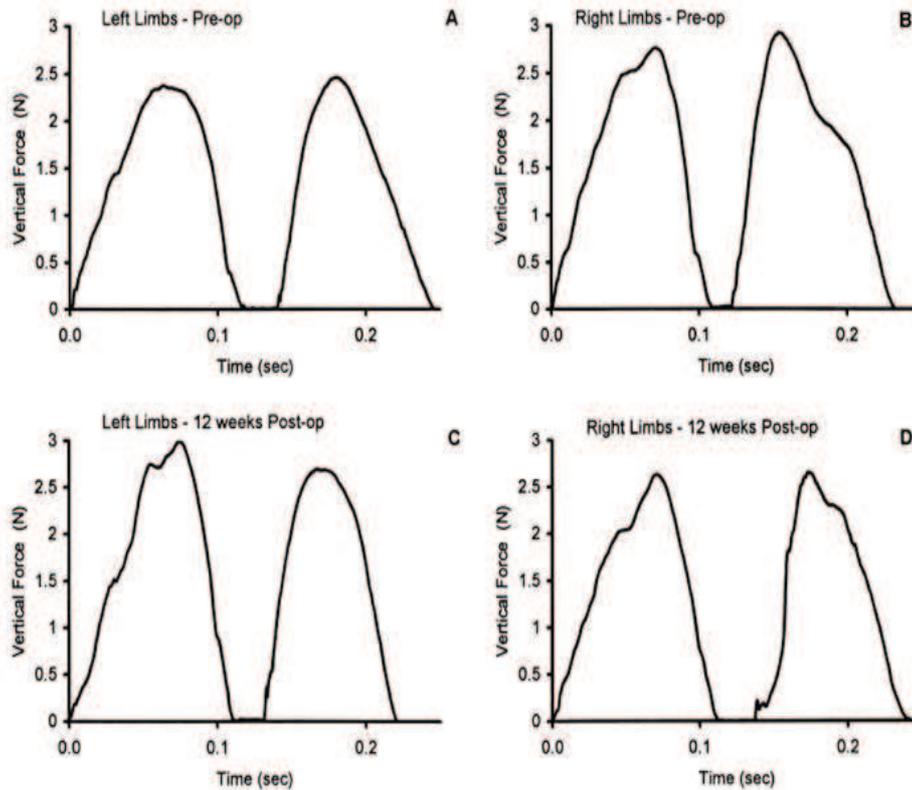


Figura 2.9 – (A, B) Forças verticais típicas pré-operatório. (C, D) Forças verticais típicas pós-operatório.

direcções ortogonais. São usados dois feixes infravermelhos posicionados para atravessar o corredor, a 10cm de cada extremidade da plataforma. Quando o rato interrompe o 1º feixe entrou na plataforma e é activado um díodo temporizador à vista da câmara de vídeo e iniciou a recolha dos dados da plataforma, de modo que cada frame da videocassette pudesse ser sincronizado com os dados recolhidos da plataforma. O 2º feixe parou o temporizador e indicou o momento em que o rato saiu da plataforma, de forma que a velocidade do rato pudesse ser calculada.

A medida das GRF fornecem uma medida determinante e significativa da função locomotora no rato com doença hemi-parkinsonian e podem ser úteis para a avaliação funcional das abordagens terapêuticas neste animal.

Segundo Bockstahler et al. [4], a maioria dos investigadores utilizam uma única placa de força montada numa passagem e os cães são postos a andar sobre essa

placa. Outros usam sistemas de placas de força em série ou passagens com matrizes de sensores. A incapacidade de estudar todas as quatro patas simultaneamente proíbe toda a análise ou descrição de efeitos compensatórios da manqueira. Neste estudo são executadas análises cinéticas dos cães usando um sistema de passadeira rolante com a finalidade específica de avaliar as GRF e a sua reprodutibilidade nos cães saudáveis. A passadeira rolante foi desenvolvida para o uso animal na University of Sports Medicine, colônia, Alemanha. As quatro placas biomecânicas montadas na passadeira rolante medem 25 x 50 cm. As GRF foram avaliadas a 300 Hz e analisadas usando o software SIMI Motion. A figura 2.10 representa o sistema descrito, em que a posição das placas está marcada por linhas pretas tracejadas e LF corresponde à posição do membro esquerdo da frente, RF ao membro direito da frente, LH ao membro de trás esquerdo e RH ao membro de trás direito.

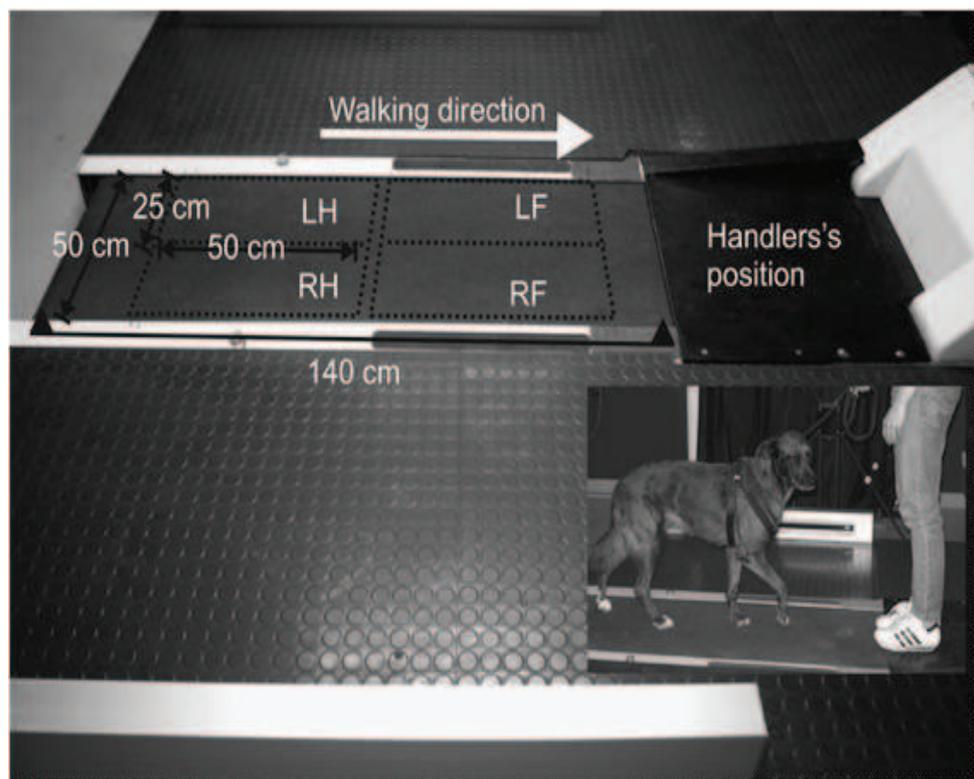


Figura 2.10 – Sistema de passadeira rolante para cães.

O método descrito aqui tem determinadas vantagens. A vantagem mais relevante em relação ao sistema de uma placa simples de força é a capacidade de avaliar todas

as quatro patas durante a mesma experiência. Apesar das vantagens, há algumas desvantagens. O uso deste sistema de passadeira rolante é limitado ao tamanho do cão, pois os grandes animais com um passo longo tendem a contactar a placa errada e os cães mais pequenos são difíceis de centrar correctamente como é necessário para assegurar que contactam a placa correspondente somente a uma pata. Este sistema apenas permite medir forças verticais. As medidas neste sistema de passadeira rolante com quatro placas internas produziram resultados consistentes e de confiança. Além disso, eram fáceis de executar permitindo a medida sincronizada de todas as quatro patas.

As plataformas de força são usadas frequentemente para avaliar os parâmetros cinéticos dos membros de cães normais particularmente a força vertical máxima e o impulso vertical [6]. Lascelles et al. [6] apresentou como material utilizado nas experiências para medir as forças um corredor de pressão sensível (7100QL Virtual Sensor 4 Mat System, Tekscan) composto por uma combinação de 4 sensores de alta resolução ligados entre si para criar um único, de baixo perfil com o tamanho de 2 m X 0,5 m que foi utilizado para recolher os dados cinéticos, corredor representado na figura 2.11.

Cada sensor consiste em duas folhas finas de poliéster flexível com eléctrodos electricamente condutores dispostas perpendicularmente. O sistema foi ligado a um computador portátil. Os dados foram analisados usando o software I-Scan 5.231, Tekscan, que pode calcular a força vertical máxima, o impulso vertical, o comprimento e a velocidade da passada, entre outras variáveis.

As placas tradicionais foram usadas com sucesso para avaliar parâmetros cinéticos em cães normais e artríticos e para avaliar os efeitos de tratamentos analgésicos. Tais placas não são apropriadas para cães e gatos pequenos devido à construção da ferragem, ao curto comprimento da passada dos animais pequenos e à maneira como o software recolhe e processa os dados. As versões anteriores foram criticadas em função de variações nas leituras consecutivas e problemas de calibração, mas foram feitas melhorias nos sensores de pressão e no software, tornando a sua fiabilidade aceitável para a medição de forças no pé de seres humanos.



Figura 2.11 – Plataforma sensorial para gatos.

Avaliadas todas as plataformas e as metodologias associadas, o método para a implementação da plataforma de força a realizar foi o de utilizar sensores. Os sensores a utilizar para uma melhor medição e maior precisão foram os sensores de força. Escolhida a tecnologia base da plataforma foi necessário encontrar um sensor adequado às características da plataforma, e dos valores de força a medir, sendo o sensor de força escolhido para instrumentar o sistema, o sensor FSG15N1A da honeywell, representado na figura 2.12.

É um sensor que fornece um desempenho fiável e preciso na medição da força. Para efectuar a medição da força, o sensor é construído com base numa tecnologia piezoresistiva especializada. O circuito interno é uma ponte resistiva, designada por ponte de *Wheatstone*, ilustrada na figura 2.12. A ponte é constituída por piezoresistências implantadas em silicone e a sua resistência eléctrica varia proporcionalmente com a força aplicada. A variação da resistência permite a medição de valores de força muito baixos porque o circuito interno conduz a um nível da saída correspondente em mV. Desta forma o sensor tem quatro pinos acessíveis, sendo dois deles a alimentação (V_{cc}) e a massa (GND), os restantes fornecem os sinais resultantes da

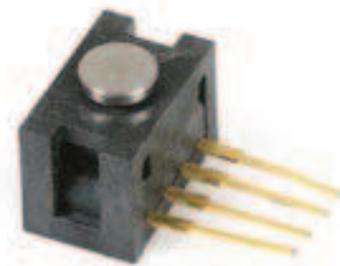


Figura 2.12 – Sensor de força FSG15N1A da Honeywell

força aplicada, conjugando-se num sinal diferencial.

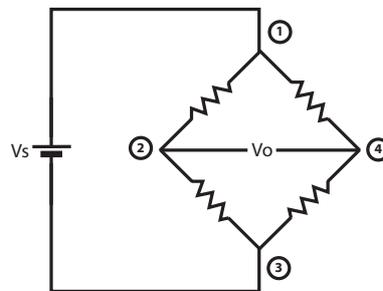


Figura 2.13 – Circuito interno do sensor de força, Ponte de *Wheatstone*

A força é aplicada num actuador de aço inoxidável situado na parte superior do encapsulamento e este concentra a força aplicada directamente no elemento resistivo de medição. O actuador fornece uma estabilidade mecânica excelente, que torna o sensor adaptável a uma grande variedade de aplicações.

No entanto, existem precauções a ter na sua montagem, não se pode obstruir o orifício existente na parte inferior do encapsulamento que serve de respiro para o sensor, uma má ventilação pode provocar uma saída instável.

A fiabilidade deste sensor permite que este seja utilizado em sistemas de grande precisão tais como bombas de infusão medicinais, máquinas de diálise renal, sistemas robóticos, medição de forças e pressões, entre outros.

Atendendo a tudo isto a escolha deste sensor não foi feita ao acaso. As suas características tornam-no perfeitamente adequado para o sistema que se deseja implementar. Assim, era necessário um sensor com elevada sensibilidade, porque se tratam

de animais de pequeno porte e que exercem forças muito pequenas durante a sua locomoção, com precisão, porque como os valores da força são pequenos uma baixa precisão iria induzir em erro na análise dos dados fornecidos pelos sensores, com uma rápida resposta às forças aplicadas, porque é necessário obter o maior número de dados para que posteriormente seja mais fácil retirar as respectivas conclusões, fácil aplicação e com uma estrutura mecânica fiável, tudo isto características que suporta. Seguidamente é abordada a implementação prática do trabalho.

3

Implementação de uma plataforma protótipo

Traçados os objectivos o passo seguinte foi a implementação prática dos mesmos. Neste capítulo são abordadas as duas implementações práticas realizadas bem como os resultados obtidos e respectivas conclusões após realização de testes experimentais.

3.1 Sistema experimental 1

Este primeiro elemento de análise das forças de contacto é teoricamente fiável. A sua constituição assenta essencialmente em três blocos distintos, um de recolha dos sinais das forças aplicadas através dos sensores de força, outro que faz o encaminhamento e sincronismo dos sinais eléctricos até ao último que faz a calibração, aquisição, tratamento e armazenamento dos dados, sendo este implementado em software. Na figura 3.1 está um diagrama representativo dos blocos constituintes deste primeiro protótipo.

Nos pontos seguintes são abordados separadamente cada uma das partes constituintes deste primeiro protótipo.

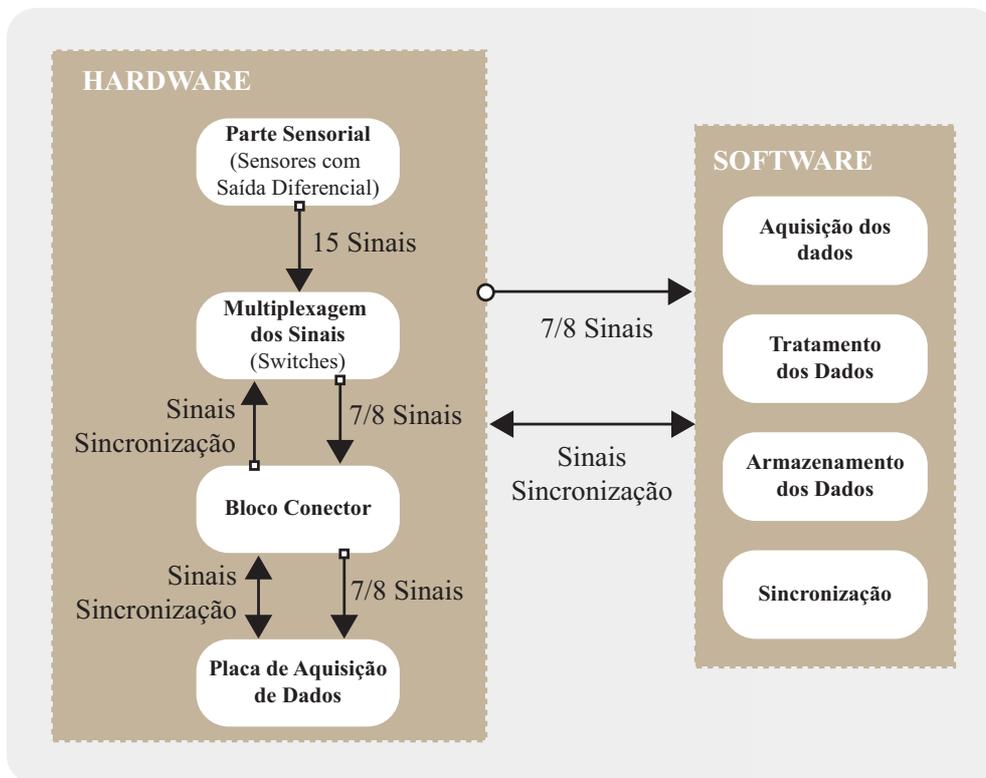


Figura 3.1 – Partes constituintes do primeiro protótipo

3.1.1 Parte sensorial de medição das forças

Este bloco é a parte central do trabalho, tudo o resto depende dos valores que esta parte fornece. Desde logo o grau de dificuldade tornou-se maior devido à exigência que era necessária para este elemento de medição. A complexidade dos materiais a utilizar nesta parte do sistema era grande, tornando difícil saber quais os materiais adequados a utilizar. Assim o primeiro passo foi criar uma plataforma que permitisse colocar e distribuir os sensores. Tratam-se de quinze sensores de força referenciados anteriormente. Estes sensores foram distribuídos uniformemente como representa a figura 3.2.

Para criar condições de suporte e ligação dos respectivos sensores foi elaborada uma placa de circuito impresso (PCB). Após estarem colocados os sensores na placa de circuito impresso foi necessário encontrar um material adequado para criar condições para o animal caminhar sobre os sensores. Assim, como o corredor onde os animais

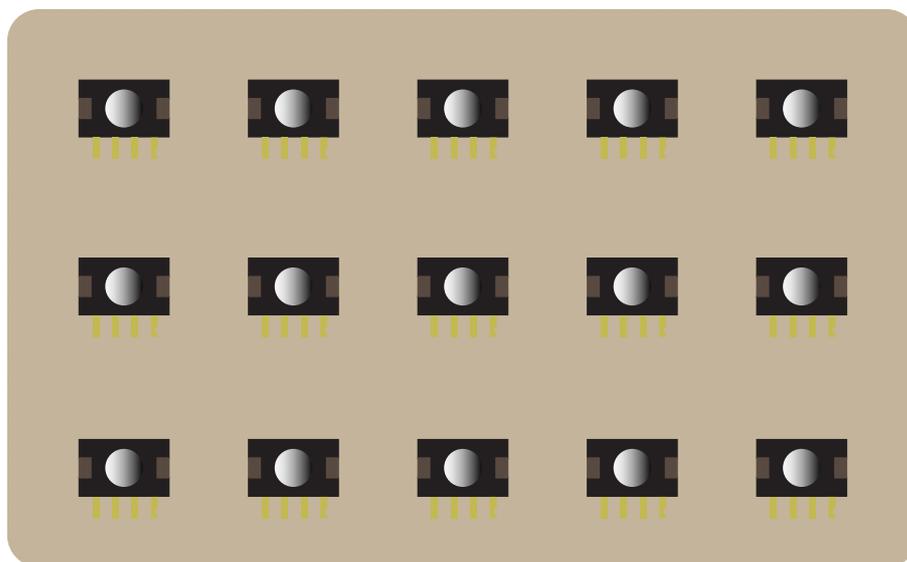


Figura 3.2 – Disposição dos sensores de força

caminham deve ter um comprimento de cerca de um metro, a melhor solução encontrada para a sua construção, foi utilizar uma placa de "roofmate". Este material foi escolhido devido à facilidade de trabalhar com ele e principalmente devido à necessidade de abrir uma cavidade para colocar a placa com os sensores, este material foi bastante prático para o efeito, para além de ser leve e fácil de transportar. No entanto o mais difícil foi encontrar um material com as características ideais para colocar sobre os elementos de medida, um material com uma taxa de transmissão de força elevada, rígido, flexível e com uma baixa taxa de deformação, de forma a tornar a superfície do corredor uniforme. O material mais apropriado e que satisfaz as condições descritas anteriormente, foi uma folha de plástico semi-rígido.

De forma a uniformizar todo o corredor sobre o qual o animal caminha, foi utilizado um material em cortiça, com 2 mm de espessura, autocolante, bastante próprio para o efeito atendendo que é um material que não influencia os valores de força exercidos pelo animal na zona de medição pois é bastante fino, maleável mas não deformável e importante também é o facto de ser anti derrapante.

Criadas a condições necessárias para fazer a medição das forças foi necessário criar um mecanismo para encaminhar o animal dentro do corredor. O esboço deste mecanismo é representado na figura 3.3. O mecanismo é composto basicamente por duas

placas de madeiras, que têm como função servir de paredes e 4 parafusos cuja função é manter as placas de madeira paralelas e regular a largura do passeio por onde caminham os animais. O mecanismo tal como a plataforma, tem o comprimento de um metro.

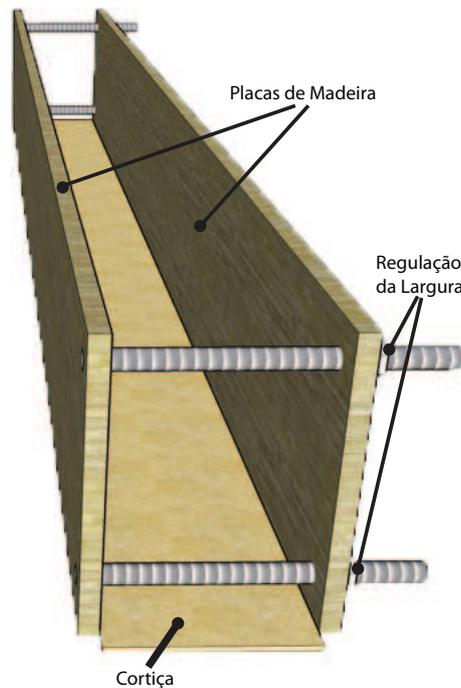


Figura 3.3 – Mecanismo para o encaminhamento do animal

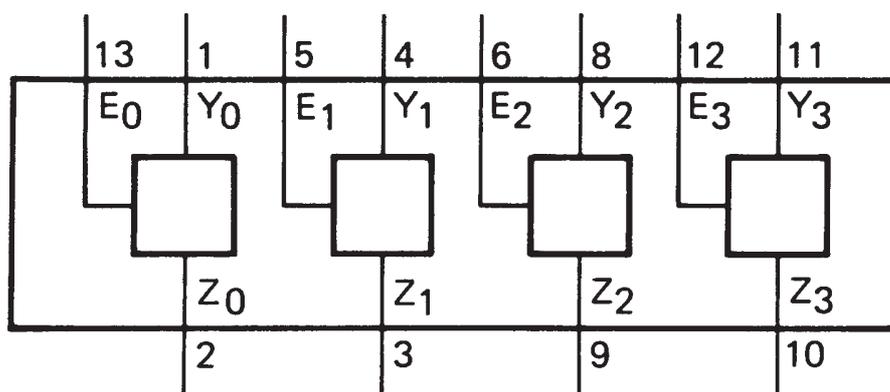
3.1.2 Multiplexagem dos sinais

Como já foi referido anteriormente os sinais gerados pelos sensores de força são sinais diferenciais, assim obtemos um conjunto de 15 sinais diferenciais em simultâneo. A placa de aquisição de dados apenas possui 8 canais de entrada para sinais diferenciais. Devido a esta limitação, não é possível fazer a leitura dos 15 sinais diferenciais simultaneamente. Para resolver este problema a utilização de um dispositivo que permitisse a multiplexagem dos sinais era o ideal.

Como o número de sinais a ligar à placa de aquisição de dados eram o dobro das portas existentes, apenas se tornava necessário fazer uma comutação para se conseguir introduzir todos os dados nos canais de entrada da placa de aquisição de

dados. Nestas condições o dispositivo para a multiplexagem dois sinais podia ser apenas um comutador, dispositivo mais simples que um multiplexer. O comutador a utilizar tem ter a particularidade de ser rápido, ou seja, o seu desempenho tem que ser suficientemente rápido uma vez que se pretende fazer várias comutações por segundo.

Assim o dispositivo utilizado foi o HEF4016B, que se trata de um circuito integrado que possui 4 switches analógicos, em que cada switch possui uma entrada e uma saída de dados e o *enable*. O *enable* é o elemento onde está ligado o sinal de sincronismo, funcionando como comando para a comutação, uma vez que só passam dados desde a porta e entrada para a porta de saída quando este está activo. O *enable* é activo ao nível alto, 5V. O HEF4016B é muito rápido, suficientemente para a aplicação que se pretende, tendo em conta que a sua construção é feita em tecnologia C-MOS. Na figura 3.4 está representado o diagrama funcional do HEF4016B.



E0 até **E3** Portas *Enable*
Y0 até **Y3** Entradas de Dados
Z0 até **Z3** Saídas de Dados

Figura 3.4 – Diagrama funcional do HEF4016B.

Para a colocação dos HEF4016B e para a ligação dos sinais, de dados e de sincronismo, foi realizada uma placa de circuito impresso. Na figura 3.5 pode-se ver a placa com os comutadores colocados e os elementos de ligação dos sinais.

A operação de comutação é controlada pelo software, pois o sincronismo tem sempre que estar garantido para que não hajam dados trocados, isto porque os sinais de

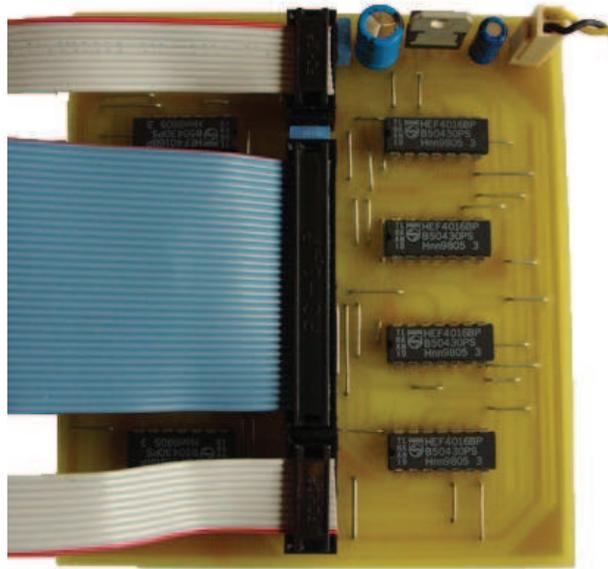


Figura 3.5 – Placa com os dispositivos para multiplexagem do sinais.

sincronismo são gerados pelo software como é descrito mais à frente.

3.1.3 Bloco de terminais de ligação

O bloco de terminais é adquirido juntamente com a placa de aquisição de dados. Esta aquisição é necessária devido à função que este bloco desempenha. A função do bloco é simplificar ao utilizador a ligação dos sinais à placa de aquisição de dados. O bloco possui elementos adequados para o encaixe e aperto dos fios ou cabos pela qual são encaminhados os sinais, para além de possuir legendagem das respectivas portas de entrada ou saída da placa de aquisição de dados pertencente a aquele encaixe.

A ligação entre o bloco e a placa de aquisição de dados é feita com o recurso a um *flat cable* que também é adquirida juntamente com o bloco e a placa de aquisição de dados. Neste primeiro protótipo o bloco serviu para ligar os sinais de entrada e também para ligar os sinais de sincronismo, que por sua vez são ligados ao *enable* dos comutadores. Todos estes sinais foram conectados ao bloco com o apoio de duas placa de circuito impresso realizadas para o efeito. Na figura 3.6 pode-se ver o bloco conector descrito com as respectivas placas de circuito impresso acopladas.

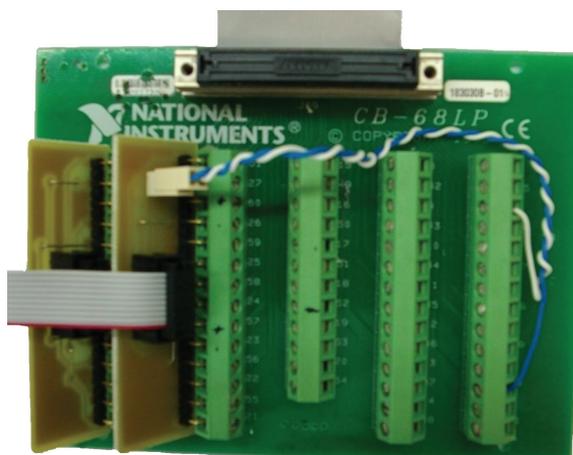


Figura 3.6 – Bloco conector com as placas de circuito impresso acopladas.

3.1.4 Placa de aquisição de dados

A placa de aquisição de dados utilizada foi a NI PCI-6013 da National Instruments. Esta placa de aquisição de dados é uma placa económica, de baixo custo, que tem a capacidade de adquirir dados confiáveis e com precisão. Esta placa possui 16 entradas de dados analógicos, no caso de se tratarem de sinais diferenciais apenas suporta a ligação de 8 sinais deste tipo. A sua taxa de amostragem é de 200 KS/s com uma resolução de 16 bit. A tensão máxima que suporta é de -10...10V, enquanto que a tensão mínima está compreendida entre os -50...50mV. Não possui saídas analógicas.

Apesar de apenas possuir entradas analógicas, a nível digital já possui entradas e saídas digitais. O numero de canais digitais são 8, com níveis de tensão TTL (0...5V). Para além disto ainda é equipada com 2 contadores/temporizadores.

Para a implementação deste protótipo foram utilizadas quase todas as suas funcionalidades, as entradas analógicas para os dados provenientes dos sensores e as entradas e saídas digitais para os sinais de sincronismo. A sua utilização só faz sentido quando é associada a um software, software que é descrito no ponto seguinte.

3.1.5 Aplicação para processamento de dados

O software de recolha e tratamento dos dados foi desenvolvido com o programa LabVIEW da National Instruments. O LabVIEW é um software de programação baseado em linguagem de programação gráfica que utiliza blocos/icons para criar aplicações, diferente das linguagens de programação baseadas em texto que utilizam linhas de comandos. A programação em LabVIEW é baseada no fluxo de dados, o que tem algumas vantagens para aplicações científicas e de engenharia, principalmente em aplicações de aquisição e tratamento de dados. Este programa é perfeitamente adequado para a aplicação a desenvolver. O software permite a recolha de dados analógicos em tempo real.

Esta característica é uma mais valia pois os dados que vão ser recolhidos são dados analógicos e a sua recolha é feita em tempo real. Permite também configurar e criar sinais, aspecto importante devido à necessidade de ter sinais de sincronismo entre o software e o hardware. Estes sinais foram criados no software e enviados para o hardware de modo que a comutação dos sinais gerados pelos sensores de força fosse possível e sincronizada com a gravação feita pelo software.

A gravação dos sinais só era feita após a recolha e tratamento dos dados. A recolha dos dados é programada utilizando um bloco que é associado à placa de aquisição de dados e onde é possível configurar todos os parâmetros relacionados com ela. Este bloco permite definir se se trata de recepção de dados através das portas analógicas ou se se trata do envio ou recepção de dados pelas portas digitais. Este bloco é fundamental, através dele são adquiridos os dados que chegam até à placa de aquisição de dados e só depois é que é possível realizar o seu tratamento e gravação. Na figura 3.7 está representado o bloco descrito e a sua janela de configuração.

Os sinais gerados pelos sensores quando não está nenhuma força a ser exercida sobre eles não têm todos o mesmo valor, são gerados valores diferentes de tensão para a força de valor zero, por isso é necessário fazer a calibração. A calibração é feita por software. Antes de descrever a rotina implementada para realizar a calibração dos sensores é importante referir que os sinais de sincronismo são enviados para o hardware através de um canal digital da placa de aquisição de dados e são novamente adquiridos por outro canal digital pela mesma placa de modo a serem utilizados no

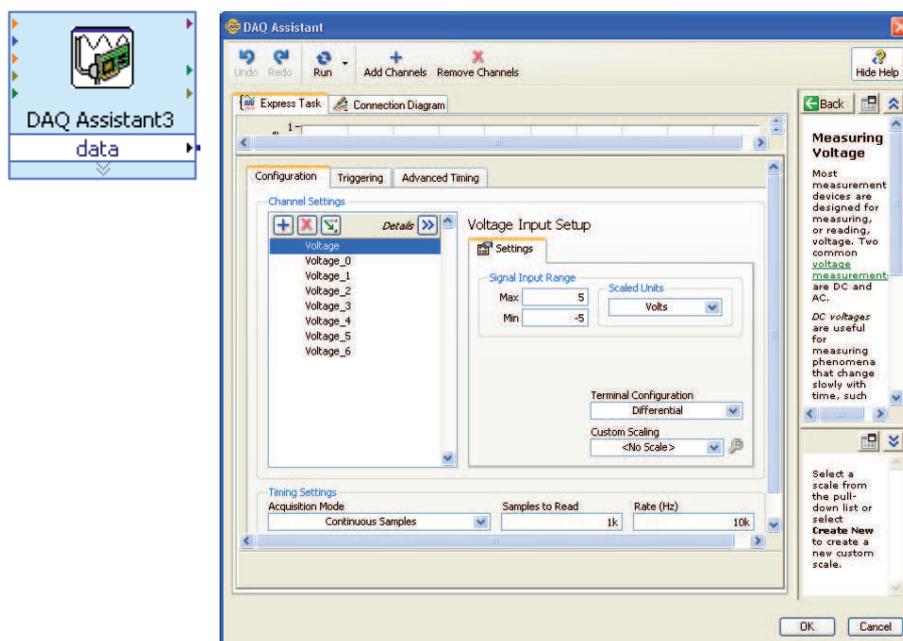


Figura 3.7 – Bloco associado à placa de aquisição de dados e a respectiva janela de configuração.

software, quero com isto dizer que não é possível criar os sinais no software e utilizá-los simultaneamente. Assim o mesmo sinal é enviado e adquirido pelo software, obrigando ao uso de dois blocos distintos, uma para a criação e envio dos sinais e outro para a sua aquisição. Voltando à rotina que permite a calibração dos sensores, esta rotina necessita de ser sincronizada com os dados que estão a ser recebidos. Para a realização dessa mesma sincronização foram utilizados dois relés comandados pelos sinais de sincronismo. Assim os sinais de dados que são adquiridos estão ligados aos relés que por sua vez só deixam passar os dados conforme o comando dado pelo sinal de sincronismo. Quando um relé está a conduzir o outro tem que estar fechado obrigatoriamente para que não hajam misturas de dados. Isto é necessário na calibração porque sem isto não era possível calibrar os sensores correctos. Deste modo são calibrados metade dos sensores de cada vez.

O processo de calibração é simples e consiste apenas em guardar o valor inicial que cada sensor está a gerar, valor de offset, e durante a execução do programa esse valor é sempre subtraído ao valor que está a ser adquirido. Daí a necessidade de fazer a comutação dos dados através dos relés, que fazem a comutação consoante

os sinais de sincronismo e assim os sinais de offset são subtraídos aos valores dos dados correspondentes a cada sensor. Para cada sensor é necessário um bloco de calibração. Os blocos que desempenham a função de relé e a rotina de calibração estão representados na figura 3.8.

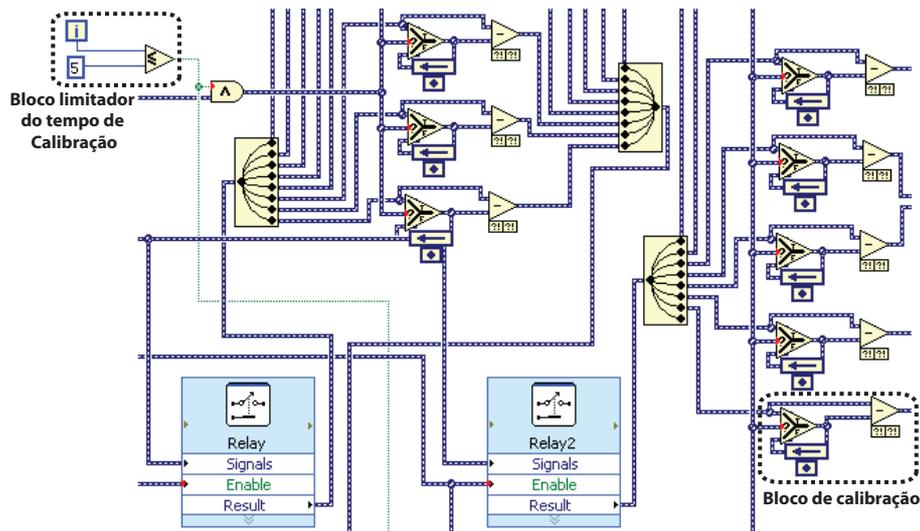


Figura 3.8 – Blocos que desempenham a função de relés e permitem a comutação dos dados no software juntamente com os blocos de calibração.

Outro procedimento necessário e que é realizado pelo software é a conversão dos sinais que são adquiridos. Os sinais são adquiridos sob o valor de tensão e é necessário converter esse valor para gramas. A conversão é feita através do valor de referência presente no datasheet do sensor de força.

Após a recolha e tratamento dos dados é feita a gravação dos dados para posteriormente serem analisados. A gravação é iniciada apenas quando o utilizador accionar o botão criado para o efeito, botão apresentado na figura 3.11, em que quando o utilizador acciona o botão pela primeira vez após iniciar o programa são apresentadas duas janelas de diálogo, a segunda só aparece depois do utilizador realizar as operações necessárias na primeira, que permitem ao utilizador escolher o nome do ficheiro e o local onde o pretende guardar. Na figura 3.9 está representado o exemplo de uma janela de diálogo no processo de gravação.

Os dados são guardados num ficheiro *.xls em que cada coluna de dados corresponde a um sensor. Assim são criados dois ficheiros, pois são obtidos dados em dois tempos

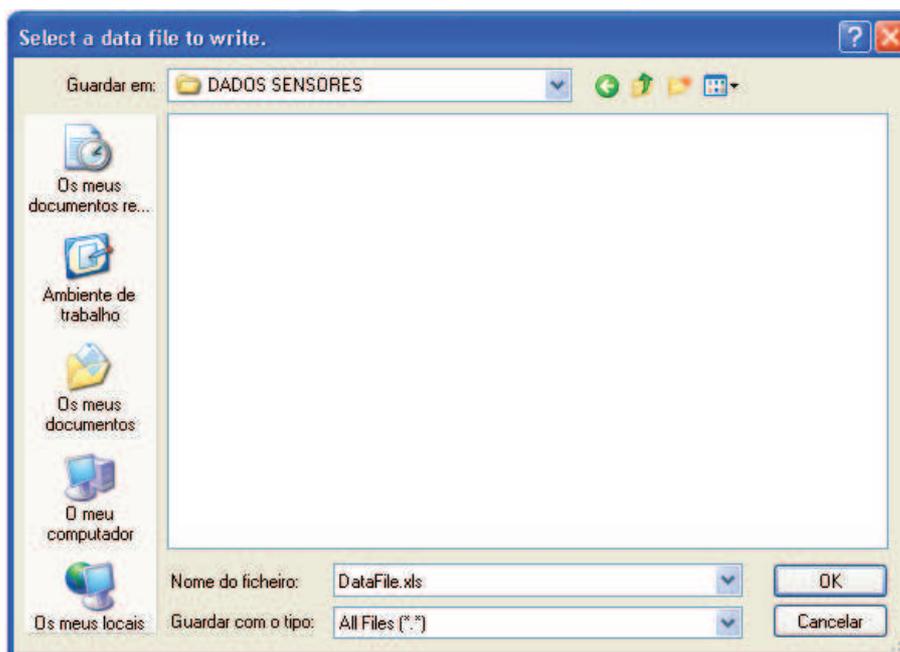


Figura 3.9 – Janela de diálogo de gravação dos dados.

diferentes. Num ficheiro são guardados dados referentes a metade dos sensores e no outro são guardados os dados referentes aos restantes sensores. Para parar ou terminar o processo de gravação o utilizador apenas necessita de accionar novamente o botão correspondente à gravação.

Caso o utilizador pare a gravação, a mesma pode ser retomada e os dados guardados nos mesmos ficheiros, necessitando apenas de voltar a accionar o botão de gravação. Para guardar os dados num ficheiro diferente é necessário parar o programa, através do botão STOP, que se pode visualizar na figura 3.11 e voltar a inicia-lo.

Assim, quando o botão de gravação for accionado a janela de dialogo para escolha do nome do ficheiro voltará a aparecer e o utilizador pode escolher outros nomes ou até mesmo outro local onde guardar esses ficheiros.

No software foram também criados os sinais de sincronismo. Estes sinais são sinais digitais, em que é transmitida uma onda quadrada, por um canal digital de saída da placa de aquisição de dados, com uma frequência relativamente alta, provocando um maior numero de comutações, para que em cada segundo fossem obtidos o maior numero de valores de força dos sensores. Estes sinais são gerados por um bloco

semelhante ao bloco que permite a aquisição dos dados, ou seja, está associado à placa de aquisição de dados. Assim apenas é necessário configurar esse mesmo bloco com a frequência dos sinais e os respectivos canais que vão transmitir esses sinais. Na figura 3.10 é apresentado o bloco e a sua janela de configuração.

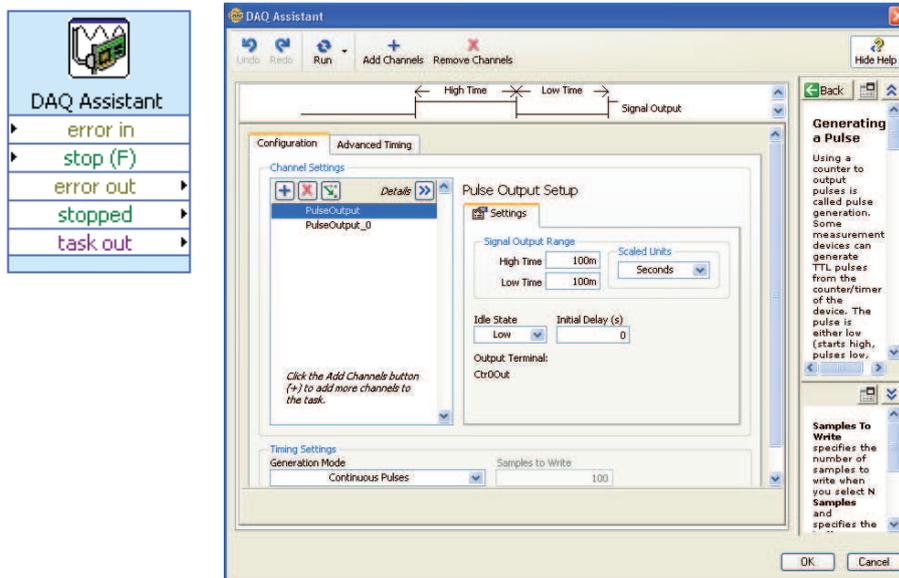


Figura 3.10 – Bloco gerador dos sinais de sincronismo e a respectiva janela de configuração.

Os sinais de sincronismo são utilizados também no processo de gravação descrito anteriormente, como são utilizados dois ficheiros para a gravação dos dados é necessário em cada momento gravar os dados correspondentes no ficheiro certo. Assim o sinal de sincronismo permite e interrompe a gravação em cada ficheiro, apenas permitindo que sejam guardados os sinais correctos e correspondentes aos sensores ligados a esse ficheiro.

Para isso uma simples aplicação foi feita, utilizando uma porta AND, ligando às suas entradas o botão de gravação e um dos sinais de sincronismo, respectivamente. Assim a gravação só é realizada quando o botão de gravação está activo e o sinal de sincronismo está no seu nível alto, caso uma destas duas condições não se verifique a gravação é interrompida. Este processo é utilizado na rotina de gravação dos dois ficheiros.

A aplicação gráfica que serve de interface ao utilizador (figura 3.11) é constituída por dois gráficos, devido ao facto de se obterem dados em dois tempos diferentes,

que apresentam os dados que estão a ser adquiridos em tempo real. Faz parte da interface gráfica um botão de gravação que permite iniciar, como já foi referido associado ao processo de início de gravação de dados está o processo de escolha do local e nome do ficheiro onde se pretende guardar os dados, permite parar o processo de gravação e também continuar a gravação. A interface possui ainda um botão que possibilita a paragem do programa, botão denominado de STOP.

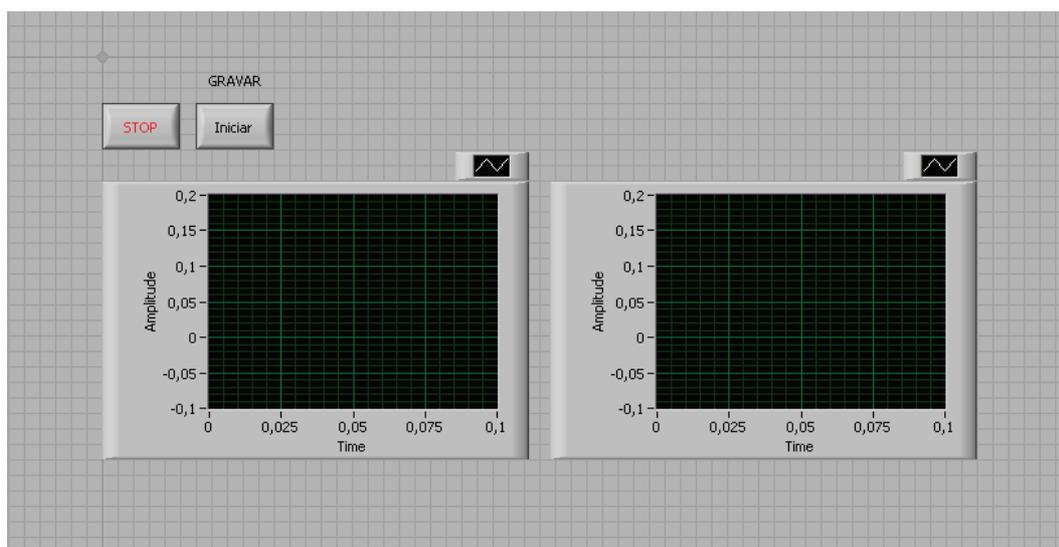


Figura 3.11 – Elementos constituintes da interface gráfica acessível ao utilizador.

3.1.6 Resultados e Conclusões

Para testar a plataforma foi utilizado um rato. O rato utilizado tinha um peso de cerca de 300g. O teste foi realizado com o animal no seu estado saudável, sem qualquer traumatismo ou doença e sem ser treinado previamente. Este teste apenas consistiu em colocar o animal a caminhar sobre a plataforma. Foram feitas várias passagens, para que se obtivessem vários tipos de dados, sendo os valores da força guardados pelo software.

Os valores da força, ou seja, os resultados obtidos no teste e nas várias passagens realizadas pelo animal foram analisados recorrendo a uma visualização gráfica dos mesmos. Após visualizar os gráficos dos dados, foi evidente que estes não tinham nenhuma relação com os esperados. Os dados eram de baixa amplitude, o que era

de esperar, mas continham bastante ruído e o número de amostras não permitia a construção de um gráfico uniforme.

Outro dos problemas detectado foi em relação ao sincronismo, o sincronismo não era perfeito, havendo uma pequena sobreposição de dados, e isto tinha influencia na calibração e depois nos dados adquiridos e gravados.

Assim concluiu-se que os dados obtidos não satisfaziam os objectivos. Para além de possuírem bastante ruído a sua taxa de amostragem era demasiado baixa, facto este que se deve totalmente à frequência do sinal de sincronismo. Não foi possível aumentar a frequência deste sinal devido às limitações da placa de aquisição de dados, a porta de saída dos sinais digitais não suportava uma frequência maior, logo não era possível fazer a melhoria do sistema. Com esta limitação ficou fora de hipótese utilizar este sistema para medição das forças de contacto. A única alternativa foi criar outro protótipo com base neste em que só fossem consideradas as partes funcionais deste sistema. Esse protótipo foi desenvolvido sendo apresentado e descrito seguidamente.

3.2 Sistema Experimental 2

Observados os resultados obtidos com os testes realizados com o protótipo 1, depois de concluir que os valores não satisfazem os objectivos traçados foi necessário fazer as alterações e melhorias necessárias para que com este segundo protótipo os resultados fossem fiáveis e correspondessem aos objectivos inicialmente estabelecidos. Assim, foram alteradas algumas partes e outras foram descartadas. A construção deste segundo protótipo foi elaborada com base nos blocos representados no esquema 3.12. Como se pode observar foram implementadas partes que não constavam no primeiro protótipo. Seguidamente descreve-se cada um dos elementos constituintes, com particular atenção as alterações efectuadas em relação ao primeiro protótipo e às partes que foram acrescentadas.

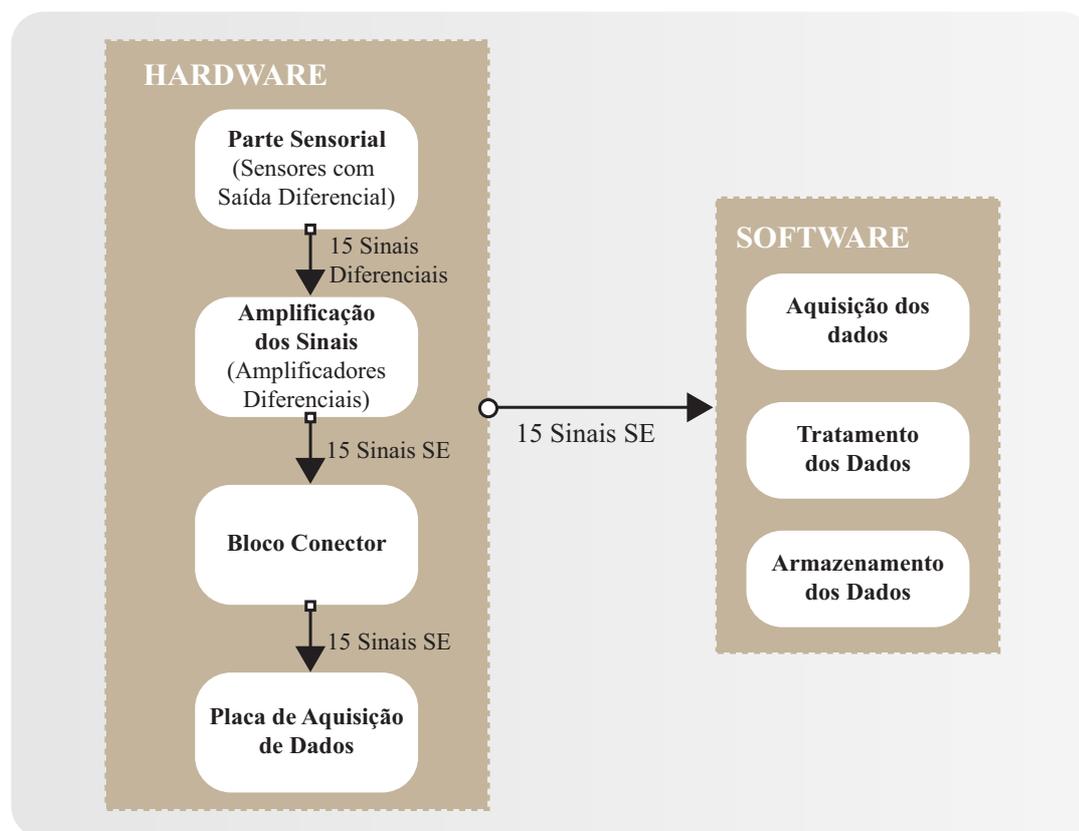


Figura 3.12 – Partes constituintes do segundo protótipo

3.2.1 Parte sensorial de medição das forças

Em relação ao primeiro protótipo esta parte sofreu poucas alterações. Foram utilizados os mesmos 15 sensores da parte sensorial do protótipo 1, havendo apenas uma pequena alteração efectuada que foi aumentar a distancia entre eles. Assim, em termos de tamanho, neste segundo protótipo a zona de medição de forças ficou ampliada, quer em largura quer em comprimento. Na figura 3.13 está a imagem da placa construída para a medição das forças, uma placa de circuito impresso realizada com a finalidade de suporte e ligação dos sensores, já com os sensores colocados.

Quanto aos restantes materiais, foram mantidos neste segundo protótipo, como o material de apoio em roofmate que é perfeitamente adequado para servir de base de apoio, por ser uma material leve e fácil de trabalhar principalmente quando foi

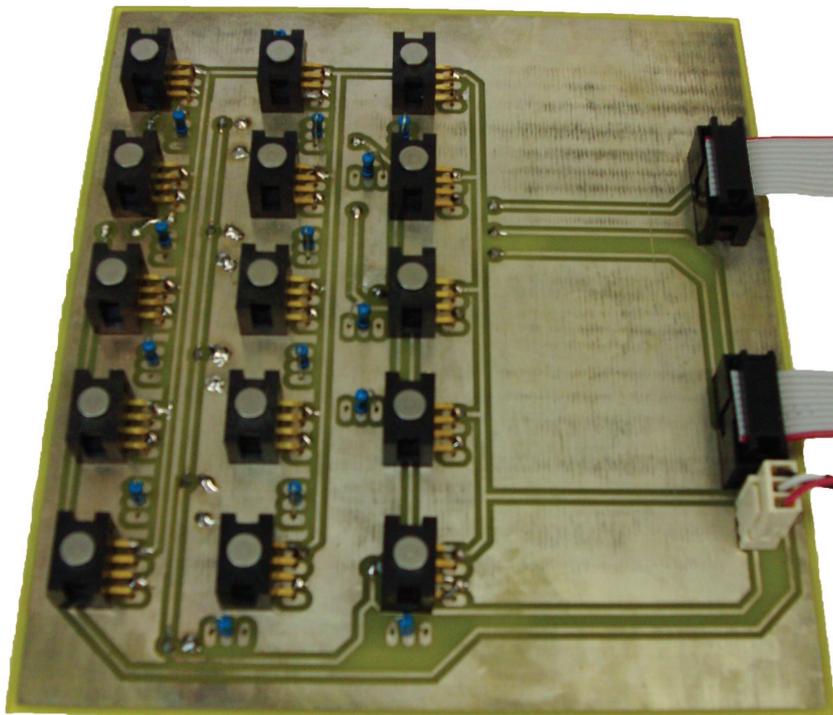


Figura 3.13 – Imagem da placa construída para a medição das forças

necessário criar e abrir um orifício onde se pudesse colocar a placa de circuito impresso, isto já verificado na construção do primeiro protótipo, embora neste protótipo como a placa foi ampliada o orifício também necessitou de ser maior. O orifício foi feito a meio do corredor, equidistante aos dois lados, ficando a placa de circuito impresso situada nesse local, isto para que a medição das forças seja feita num local estratégico, nem no início do corredor nem no fim. Assim o animal quando chega ao local de medição já vai com o andar estabilizado e por não ficar próximo do final do corredor o animal não tem a tendência de aumentar a velocidade da marcha. Na figura 3.14 estão ilustradas duas imagens com a placa colocada no orifício descrito, em que numa delas é possível visualizar os sensores e na outra já está colocado sobre os sensores a folha de plástico rígido utilizada. Quanto à folha de plástico rígido colocada sobre os sensores não foi possível retirar nenhuma conclusão relativamente à sua utilização no protótipo anterior por isso a opção de continuar com a sua utilização, figura 3.14, imagem da direita. Em relação ao material em cortiça que cobre todo o corredor também não foi possível retirar qualquer conclusão no que diz

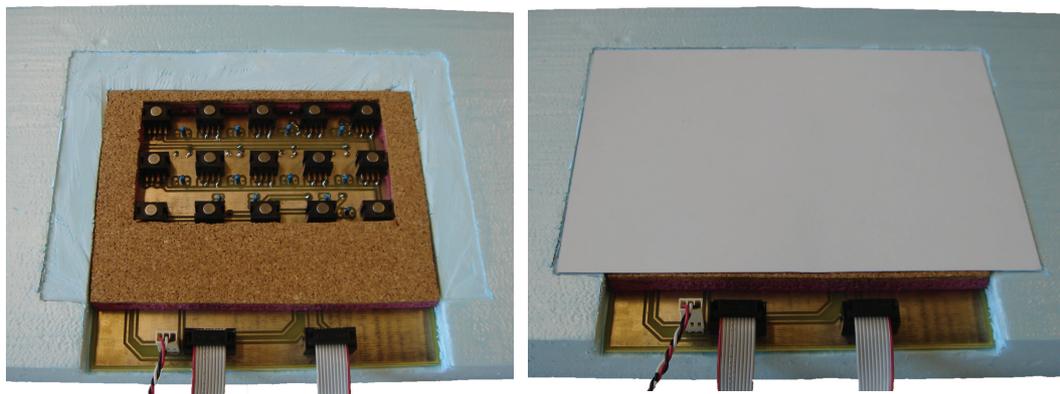


Figura 3.14 – (Esquerda) Colocação da placa de circuito impresso com os sensores na ranhura. (Direita) Colocação da placa de circuito impresso na ranhura com a folha de plástico rígido colocado sobre os sensores.

respeito à influência que tem na medição das forças, quanto à sua funcionalidade este material é perfeito para a cobertura de todo o corredor, uma vez que tem a particularidade de ser anti-derrapante e para além disso é autocolante tornando a sua aplicação facilitada ficando a superfície lisa e uniforme. O mecanismo para o encaminhamento dos animais dentro da zona de medição foi o mesmo descrito anteriormente. Na figura 3.15 pode-se observar a imagem da constituição final desta parte.

3.2.2 Amplificação dos Sinais

O principal problema detectado no protótipo 1 foi a baixa amplitude dos sinais obtidos e o ruído que a eles estava associado. Para resolver o problema foi implementado um estágio de amplificação. O estágio de amplificação foi implementado recorrendo a amplificadores diferenciais. Para além de fazer a amplificação dos sinais, estes componentes resolveram outro problema que existia no protótipo inicial, pois ao fazer a amplificação diferencial ficam reduzidos o número de sinais que ligavam à entrada da placa de aquisição de dados.

Assim passamos a ter na entrada da placa de aquisição de dados sinais *single ended* tornando necessário apenas 15 entradas de dados, evitando assim uma das limitações da placa de aquisição de dados. Outra vantagem em implementar este bloco foi a de eliminar os sinais de sincronismo, outra limitação da placa. Com isto, tornou-se



Figura 3.15 – Constituição final da parte sensorial de medição das forças.

possível obter os dados todos em simultâneo e com uma taxa de amostragem muito superior, o que possibilitava ter mais amostras para análise, outra das limitações do protótipo anterior.

Como já foi referido, para implementar este estágio foram utilizados amplificadores diferenciais, o dispositivo escolhido foi o INA2128. O INA2128 é um duplo amplificador diferencial, de baixa potência que oferece uma excelente precisão, é versátil e de pequenas dimensões, o que o torna adequado para diversas aplicações. O seu circuito fornece uma banda larga mesmo para um ganho alto, permitindo uma regulação do ganho desde 1 até 10000. O circuito interno deste dispositivo é apresentado na figura 3.16.

A resistência que define o ganho, RGA e RGB, foi calculada para um valor de ganho igual a 100. Os amplificadores foram estrategicamente colocados na mesma placa

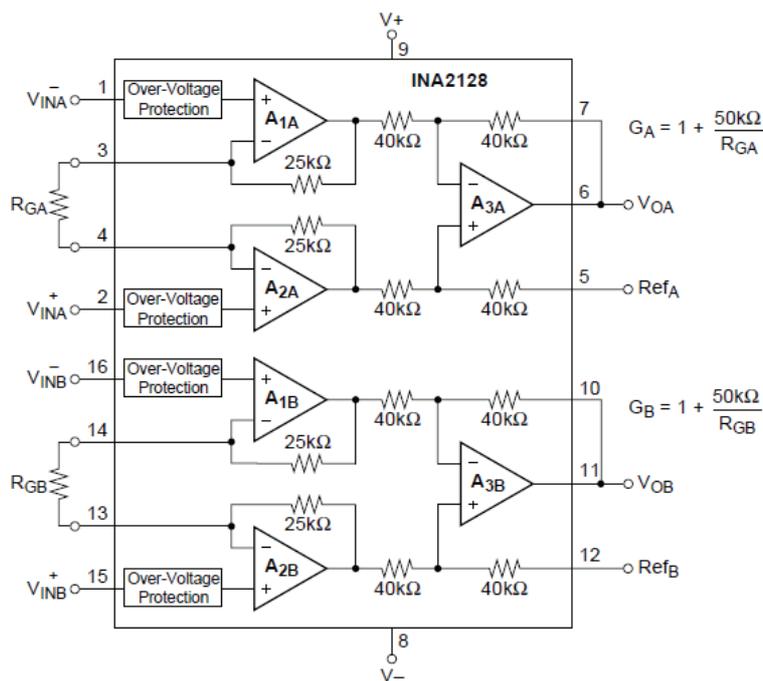


Figura 3.16 – Circuito interno do INA2128.

realizada para a parte sensorial de medição das forças. Esta colocação teve como objectivo colocar os amplificadores o mais próximo possível das fontes geradoras dos sinais de dados, os sensores, evitando ao máximo os ruídos e interferências nos sinais desde os sensores até ao bloco amplificador, bem como por questões de estética e aproveitamento de logística, evitando a realização de várias placas de circuito impresso. A colocação dos amplificadores na placa é representada na figura 3.17.

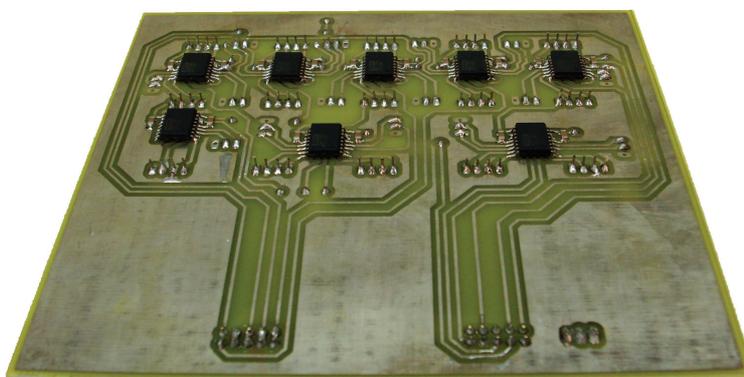


Figura 3.17 – Colocação dos amplificadores na placa de circuito impresso.

Os dados após serem amplificados são encaminhados para o bloco conector.

3.2.3 Bloco de terminais

O bloco conector utilizado para a realização deste sistema experimental foi o mesmo utilizado no sistema experimental 1, pois a funcionalidade é a mesma. A única diferença é que os sinais conectados ao bloco foram só os sinais de dados uma vez que neste sistema não foi necessário utilizar sinais de sincronismo. Do mesmo modo foram criadas placas de circuito impresso para uma melhor conexão dos sinais ao bloco. O bloco e as respectivas placas de circuito impresso acopladas são ilustradas na figura 3.18.

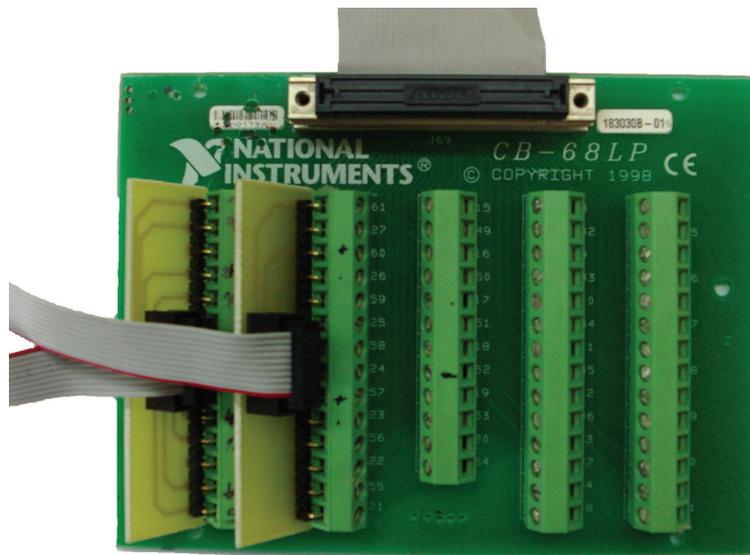


Figura 3.18 – Bloco conector com as placas de circuito impresso conectadas.

3.2.4 Placa de aquisição de dados

A placa de aquisição de dados utilizada continuou a ser a mesma utilizada anteriormente apesar das limitações encontradas. Embora se tenham detectado algumas limitações por parte desta placa, neste protótipo a única funcionalidade utilizada foram as suas entradas de dados analógicos, portanto à partida praticamente todas as suas limitações encontradas não tinham influência na aquisição dos dados. A opção

de continuar a utilizar esta placa deve-se ao facto das limitações que influenciaram os maus resultados na aquisição dos dados do primeiro protótipo supostamente não se verificarem na utilização neste segundo protótipo.

3.2.5 Aplicação para processamento de dados

O programa para a realização do software foi mantido em relação ao primeiro protótipo, ou seja, foi utilizado o programa LabVIEW. Tal como no hardware, também o software sofreu algumas alterações. As alterações efectuadas na parte do hardware foram benéficas na parte do software. O software tornou-se mais simples, o seu nível de complexidade baixou na medida em que deixamos de utilizar sinais de sincronização, tanto no processo de aquisição como no processo de gravação dos dados. A principal vantagem da exclusão dos sinais de sincronismo foi obter um maior número de dados, ou seja, com mais conteúdo a análise dos dados pode ser mais rigorosa e retirar melhores conclusões.

Assim, o software foi composto pela parte de aquisição dos dados, parte de calibração dos sensores, conversão dos dados para valores em gramas e pela parte de gravação dos dados. A aquisição dos dados foi feita da mesma forma que a do primeiro protótipo, realçando que os dados são obtidos todos em simultâneo, factor que não se verificava anteriormente, condição possível devido à alteração feita no hardware. A calibração dos sensores é muito importante e no primeiro sistema esta parte funcionava, mesmo havendo uma pequena falha de sincronismo, factor que levou à sua permanência e a sua implementação foi mantida, ou seja, obtém-se o valor de offset de cada sensor e durante a execução do programa esse valor de offset é permanentemente subtraído aos valores de força que estão a ser adquiridos para que os valores gravados sejam os valores reais da força exercida pelos animais e o mais precisa possível.

A parte de conversão de dados corresponde à conversão dos valores da força em volts para os valores da força em gramas. Para a conversão foi utilizado o mesmo procedimento utilizado no software do sistema anterior, isto é, a conversão foi realizada utilizando o valor de referencia que constava nas folhas de dados dos sensores.

A gravação dos dados processa-se com o principio básico igual ao do primeiro sistema

implementado. As principais diferenças é que enquanto eram criados dois ficheiros de gravação, esta aplicação apenas cria um ficheiro, ou seja, como já foi referido, os dados são todos adquiridos simultaneamente o que implica que a sua gravação também seja simultânea, daí só ser necessária a criação de um único ficheiro de dados. Para além da vantagem de simplificar o processo de gravação, cada linha de dados do ficheiro corresponde ao mesmo instante de tempo o que torna mais fácil a análise dos dados.

A interface gráfica correspondente ao utilizador apenas sofreu uma alteração no que se refere à comparação com o protótipo anterior, alteração que está associada ao numero de gráficos. Como os dados são adquiridos simultaneamente, só foi necessário colocar um gráfico onde são apresentados todos os dados adquiridos em tempo real. Para além disto foi mantido o botão de gravação e o botão para a paragem do programa, o botão denominado de STOP. A figura 3.19 apresenta os seus elementos constituintes.

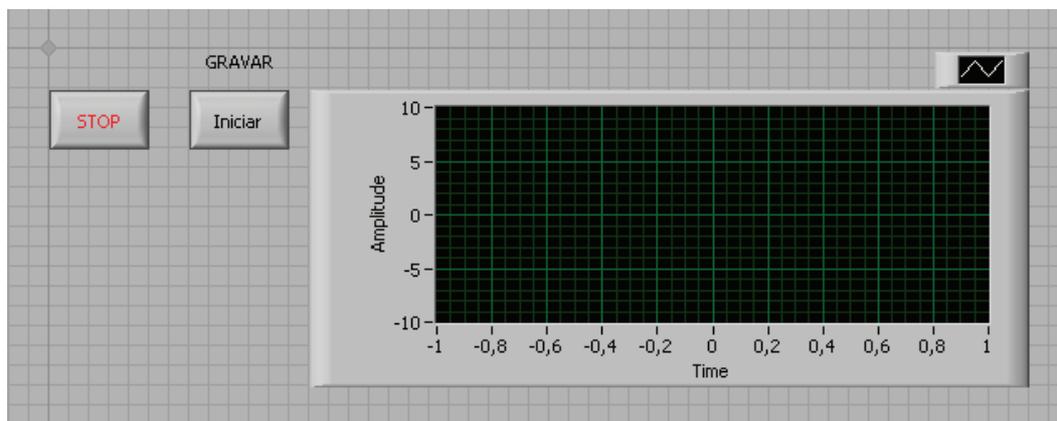


Figura 3.19 – Interface gráfica disponível ao utilizador.

3.2.6 Resultados e Conclusões

Para realizar os testes neste protótipo foram utilizados ratos. Os ratos pesavam cerca de 300g. Foi realizado um teste inicial, efectuando várias passagens com o animal, fazendo a respectiva gravação dos dados de cada passagem. Através da observação dos dados, recorrendo à elaboração de gráficos dos dados gravados foi

possível observar excelentes melhorias dos dados recolhidos. A primeira melhoria observada foi a amplitude dos sinais. Os sinais tinham uma boa amplitude, sem ruído, permitindo uma boa visualização de todos os dados. Outra melhoria e muito importante, foi poder realizar um gráfico com os dados de todos os sensores em que os dados correspondiam ao mesmo instante, assim a interpretação dos dados tornou-se mais fácil.

Tirando as primeiras conclusões, foi possível observar que os dados recolhidos já se enquadravam dentro dos objectivos traçados, no entanto os valores que foram gravados foram valores de força exercida pelo animal durante a sua passagem, ou seja, no momento em que foram observados os dados havia ainda um problema, saber se os valores da força eram reais. Para resolver o problema e se poder validar os dados recolhidos, foi feita uma calibração da plataforma utilizando um peso conhecido, um peso de 100 gramas.

O resultado da calibração foi satisfatório, os valores de força durante a calibração não tinham um desvio superior a 5 por cento, tendo em conta que o desvio máximo se verificava numa zona entre sensores, por isso uma percentagem de erro perfeitamente admissível. Após ser feita a calibração foi possível concluir que as forças recolhidas são perfeitamente válidas. Neste sentido foi realizado um segundo teste, um teste de consistência. A realização deste segundo teste veio confirmar os excelentes resultados que tinham sido obtidos no primeiro ensaio. Na figura 3.20 é apresentado um gráfico com os dados obtidos numa das passagens no segundo teste.

Com tudo isto a realização deste segundo protótipo foi possível colmatar as falhas do primeiro protótipo e assim cumprir os objectivos inicialmente traçados, o que faz deste protótipo um elemento válido e funcional na recolha dos valores das forças de contacto. Os dados tal como são apresentados não tornam possível analisar os elementos de força das patas. Assim foi elaborada uma aplicação que permite a análise dos dados que é apresentada seguidamente.

3.3 Análise dos dados processados

A análise dos dados é necessária para se poder retirar as componentes de força relativas a cada pata. Com a recolha dos dados, dados válidos, pois só são considerados

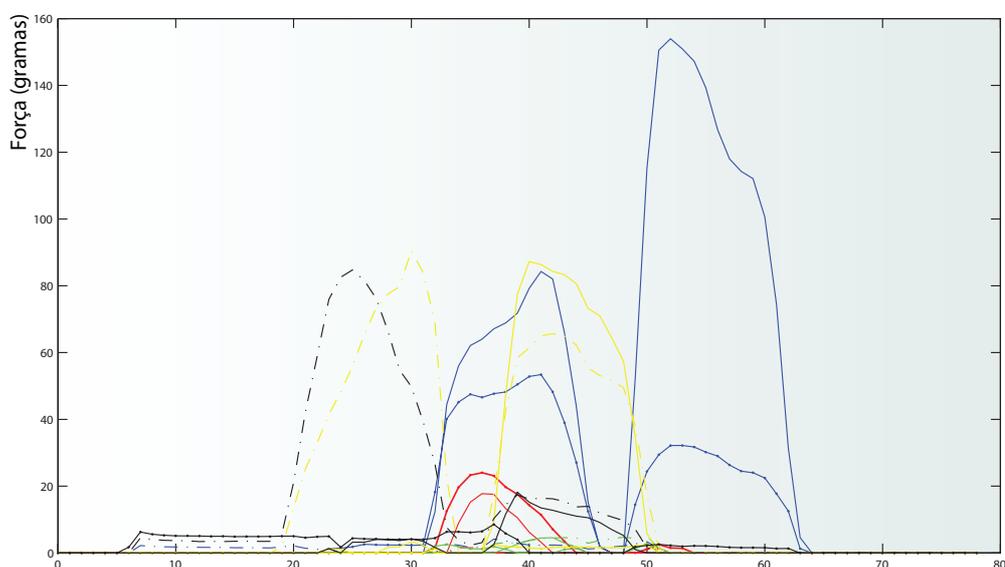


Figura 3.20 – Gráfico dos dados recolhidos.

válidos os dados quando o animal atravessa a zona de medição das forças com uma velocidade constante. Como foi descrito anteriormente, a plataforma de recolha dos dados revelou-se eficaz, com dados de excelente qualidade, o que torna a análise dos dados um pouco facilitada. Para implementar as funções de análise dos dados foi utilizado o programa Matlab. Os dados são guardados de forma matricial o que torna este programa perfeito para a implementação das respectivas funções de análise dos dados.

A primeira preocupação foi distinguir as varias passadas dadas pelo animal. Devido ao tamanho da zona de medição das forças o animal no máximo podia colocar a mesma pata 2 vezes e sendo constituída por uma matriz de sensores 5x3, apenas a fila de sensores do meio podia conter elementos de força relativos às patas esquerdas e direitas. Os restantes dados apenas pertencem às componentes de força das patas direitas ou esquerdas. Estes factos não simplificam muito a análise.

Outro facto a realçar é que em cada passada a força é distribuída por vários sensores, em que a força de um deles vai ser superior e a força total da passada é a força relativa a esse sensor somada com a força dos sensores circunvizinhos. Para além dos factos

de construção da placa de medição das forças também se tem que ter em conta a forma de andar do animal. No caso dos ratos, eles têm uma característica ao caminhar, a colocação da pata e trás é sensivelmente colocada no mesmo local onde foi colocada a pata da frente.

Todos estes factos abordados em conjunto podem ajudar a chegar a uma solução. Assim a primeira análise à matriz de dados, foi encontrar o maior valor de força presente na matriz dos dados recolhidos. Encontrado esse valor foi necessário saber a qual dos sensores corresponde. Depois de identificado o sensor toda a análise seguinte tem como base esse sensor.

Se o sensor onde foi detectada a maior força não pertencer à linha de sensores situada no meio, automaticamente se conclui se a força corresponde à pata direita ou esquerda. Caso esta força pertença a um sensor situado na linha central tem de ser feita outra análise de maneira a avaliar se a força corresponde a uma pata direita ou a uma pata esquerda. Esta análise é feita comparando os valores da força dos sensores da esquerda e da direita, relativamente ao sensor onde foi verificado o maior valor de força. Após a comparação, o valor de força maior corresponde ao lado da pata colocada pelo animal. Detectada a posição da passada basta somar os valores de força dos sensores vizinhos para se obter o valor total da força exercida pelo animal naquela passada. Como o animal ao andar coloca a pata de trás sensivelmente no mesmo local da pata dianteira também é feito o somatório das forças dos mesmos sensores para se obter a força total exercida pela pata de trás. Quanto ao valor da força exercida pelas patas opostas é só somar o valor das forças dos restantes sensores. Na figura 3.21 está representado um gráfico resultante da função implementada seguindo os passos anteriores.

No entanto verificaram-se exceções. Quando o animal colocava a primeira pata no limite da zona de medição, a força máxima medida individualmente por cada sensor era verificada na primeira fila de sensores, o que podia originar que o animal colocasse a mesma pata duas vezes na zona de medição. Normalmente estas passagens não são válidas porque não é possível concluir se a força exercida naquela passada foi totalmente exercida sobre a zona de medição ou se uma parte da força foi também exercida fora dessa mesma parte. Na dúvida a passagem não é válida. Para este

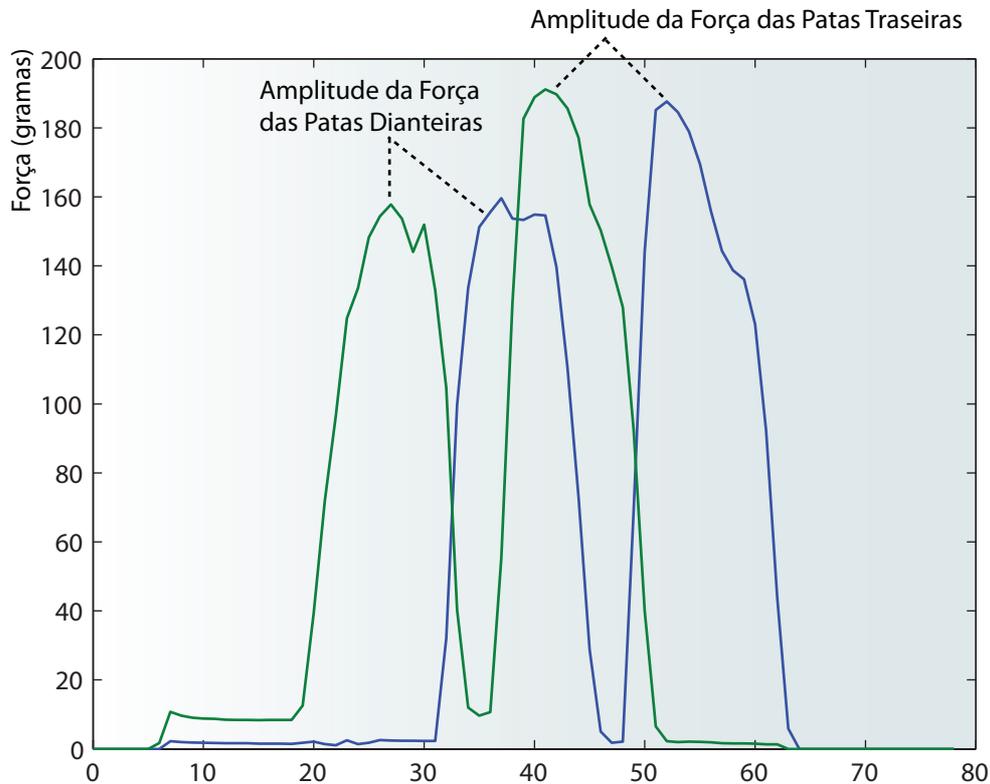


Figura 3.21 – Gráfico das forças exercidas pelas patas do animal.

tipo de passagem temos o exemplo apresentado na figura 3.22, em que se pode ver que uma das passadas é normal e existem duas passadas com os valores de força atenuados devido à força ser também exercida fora da zona de medição, ou seja, a força da passada não é exercida totalmente na zona de medição.

Para a análise deste tipo de passagens a função implementada foi alterada, isto porque ao invés de ter duas zonas de contacto passamos a ter três. Assim a função faz a soma dos dados referentes a três zonas, uma zona inicial, uma intermédia e outra final. Das três zonas só a intermédia é que é válida, correspondendo apenas às passadas dadas pelas patas de um lado. Apenas de salientar que as funções para a análise dos dados foram realizadas tendo em conta que os testes foram realizados com ratos normais, sem qualquer tipo de lesão, por isso foi tomado em conta o andar típico destes animais, caso contrário esse facto não podia ser considerado.

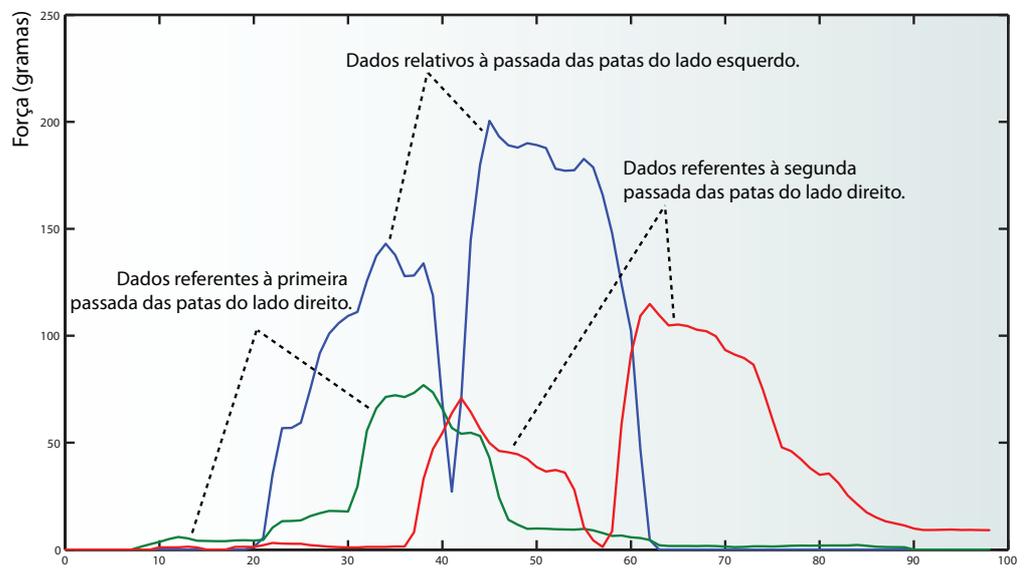


Figura 3.22 – Gráfico das forças exercidas pelas patas do animal em que as patas de um lado são colocadas duas vezes na zona de medição.

4

Conclusões e perspectivas de trabalho futuro

Este tipo de plataformas de recolha e análise de forças de contacto são de grande importância o que contrasta com a escassez deste tipo de sistemas de medida, evidenciando a dificuldade que existe na construção dos mesmos. Construir um sistema de medida para medir forças de contacto de pequena amplitude é difícil sobretudo porque os dados têm que ser extremamente precisos, caso contrario uma pequena imprecisão pode ser bastante significativa devido à amplitude dos sinais envolvidos. Ao longo de todo o trabalho foi sempre prioridade a qualidade dos dados que se pretendiam recolher.

Apesar da prioridade estabelecida, a construção do primeiro protótipo acabou por não dar os resultados pretendidos. Os dados recolhidos com este sistema foram de muito baixa qualidade. Os maus resultados tornaram desde logo este sistema inútil. Apesar de não ser funcional, os maus resultados tinham que estar associados a um ou mais problemas na construção do protótipo. A baixa amplitude dos sinais recolhidos foi um problema bem como o número insuficiente de amostras recolhidas e do ruído inerente aos sinais. O principal problema para uma baixa recolha de amostras foi o baixo valor da frequência de recolha dos dados, problema que não foi possível ultrapassar, pois a placa de aquisição de dados não suportava uma frequência mais

elevada. A baixa frequência de recolha dos dados é directamente influenciada pelos sinais de sincronismo criados para a comutação dos sinais. Portanto com esta limitação havia falhas a nível de hardware, comutação dos sinais, e a nível de software no que diz respeito à frequência dos sinais de sincronismo que era baixa e limitada.

Com esta limitação não foi possível obter nenhuma conclusão acerca do desempenho dos outros blocos constituintes, principalmente em relação ao bloco sensorial de medição das forças. Neste sentido e averiguadas as principais falhas existentes concluiu-se que o protótipo era incapaz de cumprir os objectivos. Com base em resolver as limitações foi construído um segundo protótipo. A principal meta foi ultrapassar as limitações existentes no primeiro sistema. Foram feitas as devidas alterações e implementados outros blocos. Com as mudanças operadas neste segundo protótipo os resultados em nada se comparavam aos anteriores. Os dados recolhidos evidenciaram uma melhoria muito significativa.

Com dados de qualidade já foi possível perceber se todos os blocos constituintes desempenhavam na perfeição a função para o qual foram criados. A conclusão foi de que cada bloco desempenhava os requisitos para o qual foram projectados, quer em termos de hardware quer ao nível do software. O bloco que após a obtenção de dados válidos podia ser passível de melhorias era o bloco sensorial de medição das forças. No entanto não foi necessário alterar nada, a sua função é desempenhada com grande qualidade.

Com todos estes factores a plataforma funciona perfeitamente revelando-se eficaz na medição das forças de contacto, em que os dados adquiridos são de óptima qualidade, dos quais é possível analisar os parâmetros cinéticos dos animais.

Para se chegar a esta conclusão foi feita a comparação dos dados obtidos e analisados utilizando a função realizada para o efeito, verificou-se que estes são em tudo semelhantes aos dados publicados em estudos realizados anteriormente.

Importante notar que todos os testes realizados à plataforma foram feitos com ratos. Os ratos utilizados tinham um peso médio de 300g e as experiências realizadas com os animais no estado saudável, por isso e como uma medida de evolução no futuro realizar testes utilizando animais com traumatismo, uma vez que este tipo

de plataformas são para avaliar os animais com esse tipo de patologias. O interesse destes testes é verificar se a plataforma funciona da mesma forma com animais saudáveis e com animais com lesão, quer em termos de hardware, quer de software e mais importante ainda em relação à função de análise dos dados.

Embora a plataforma corresponda a todos os objectivos traçados, podem ainda ser implementados alguns elementos que podem tornar a sua performance ainda melhor. Um desses elementos seria a colocação de I.V. em pontos estratégicos ao longo do corredor de forma a ser possível saber qual o tempo que o animal demorou a passar a zona de medição e do mesmo modo a sua velocidade. Os mesmo I.V. também podem ajudar no processo de gravação, mesmo que o utilizador active o botão de gravação dando início à mesma, só seriam guardados os dados durante o espaço de tempo em que o animal passa sobre a zona de medição, ou seja, os I.V. comandam o início e o fim da gravação dos dados, ficando apenas a cargo do utilizador escolher o nome do ficheiro e o local onde o pretende guardar.

Outras das perspectivas de evolução passa pela ampliação da zona de medição, o que envolve a colocação de mais sensores. Como a placa de aquisição de dados já não suporta a ligação de mais sinais de dados, para se efectuar esta alteração também seria necessário trocar a placa de aquisição de dados para outra com suporte para mais entradas de dados, consoante ao número de sensores a acrescentar.

Por último e a nível de software e como já foram referidos os testes com animais com lesão, caso sejam realizados e a função de análise de dados funcione para esse tipo de dados, apenas de salientar como trabalho futuro a criação de uma interface gráfica para esta função, caso contrário, se a função não realizar a análise correcta dos dados, como trabalho futuro implementar uma função ou até mesmo mais do que uma e realizar a respectiva interface gráfica para tornar mais simples a sua operabilidade por parte do utilizador.

Referências bibliográficas

- [1] W. Tang, R. M. Lovering^b, J. A. Roche^b, R. J. Bloch^b, N. K. Neerchal^c, and U. Tasch, “Gait analysis of locomotory impairment in rats before and after neuromuscular injury,” *Journal of Neuroscience Methods* 181, pp. 149–256, 2009.
- [2] A. C. Zumwalt, M. Hamrick^b, and D. Schmitt, “Force plate for measuring the ground reaction forces in small animal locomotion,” *Journal of Biomechanics* 39, pp. 2877–2881, 2006.
- [3] B. S. Boyd, C. Puttlitz, L. J. Noble-Haeusslein, C. M. John, A. Trivedi, and K. S. Topp, “Deviations in gait pattern in experimental models of hindlimb paresis shown by a novel pressure mapping system,” *Journal of Neuroscience Research* 85, pp. 2272–2283, 2007.
- [4] B. A. Bockstahler, M. Skalicky, C. Peham, M. Muller, and D. Lorinson, “Reliability of ground reaction forces measured on a treadmill system in healthy dogs,” *The Veterinary Journal* 173, pp. 373–378, 2007.
- [5] B. A. Bockstahler, W. Henninger, M. Müller, E. Mayrhofer, C. Peham, and

- I. Podbregar, "Influence of borderline hip dysplasia on joint kinematics of clinically sound belgian shepherd dogs," *ajvr*, vol. 68, no. 3, pp. 271–276, 2007.
- [6] B. D. X. Lascelles, K. Findley, M. Correa, D. Marcellin-Little, and S. Roe, "Kinetic evaluation of normal walking and jumping in cats, using a pressure-sensitive walkway," *The Veterinary Record*, pp. 512–516, Abril 2007.
- [7] G. D. Muir and I. Q. Wishaw, "Ground reaction forces in locomoting hemiparkinsonian rats: a definitive test for impairments and compensations," *Exp Brain Res*, pp. 307–314, 1999.
- [8] C. S. Howard, D. C. Blakeney, J. Medige, O. J. Moy, and C. A. Peimer, "Functional assessment in the rat by ground reaction forces," *Journal of Biomechanics* 33, pp. 751–757, 2000.
- [9] G. D. Muir and I. Q. Wishaw, "Complete locomotor recovery following corticospinal tract lesions: measurement of ground reaction forces during overground locomotion in rats," *Behavioural Brain Research* 103, pp. 45–53, 1999.
- [10] G. D. Muir and I. Q. Wishaw, "Red nucleus lesions impair overground locomotion in rats: a kinetic analysis," *European Journal of Neuroscience*, vol. 12, pp. 1113–1122, 2000.