



**Mónica da Silva
Cameirão**

**Desenvolvimento de instrumentos e metodologias
para terapia e monitorização dos membros
superiores**



Universidade de Aveiro Departamento de Física
2005

**Mónica da Silva
Cameirão**

**Desenvolvimento de instrumentos e metodologias
para terapia e monitorização dos membros
superiores**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Física Aplicada, realizada sob a orientação científica do Prof. Dr. Fernão Abreu, Professor Auxiliar do Departamento de Física da Universidade de Aveiro, e co-orientação da Dra. Arminda Lopes, Assistente Hospitalar do Centro de Medicina de Reabilitação da Região Centro-Rovisco Pais.

Dedico este trabalho aos meus pais por todo o apoio e amizade.

o júri

presidente

Prof. Dr. João de Lemos Pinto
Professor catedrático do Departamento de Física da Universidade de Aveiro

Prof. Dr. Fernão Rodrigues Vístulo de Abreu
Professor auxiliar do Departamento de Física da Universidade de Aveiro

Dra. Arminda Maria Godinho Lopes
Assistente hospitalar do Centro de Medicina de Reabilitação da Região Centro – Rovisco Pais

Prof. Dr. Eduardo M. Sánchez Vila
Profesor asociado da Facultad de Físicas. Campus Sur. Universidad de Santiago de Compostela

agradecimentos

Quero agradecer os preciosos contributos de várias pessoas (extra orientação), que tanto enriqueceram o meu trabalho. Sem nenhuma ordem em particular: Margarida Sizenando, CMRRC-Rovisco Pais; Júlio Gonçalves, Departamento de Física da Universidade de Aveiro; Marcelo Webber, Departamento de Física da Universidade de Aveiro; e muito especialmente, todos o pacientes do CMRRC-Rovisco Pais que participaram neste trabalho.

palavras-chave

Fibra óptica, Sensor de Força, Análise de Expoentes, Reabilitação

resumo

O presente trabalho tem como principal objectivo o desenvolvimento de instrumentos e metodologias para monitorização e terapia dos membros superiores, mais concretamente de cada dedo individualmente, de pessoas com disfunção motora a este nível. Neste livro são descritas as estratégias seguidas, e a sua fundamentação, e são discutidos os resultados preliminares obtidos com a implementação destas técnicas em ambiente hospitalar.

keywords

Fiber Optic, Force Sensor, Analysis of Exponents, Rehabilitation

abstract

This work has as main goal the development of instruments and methods for monitoring and therapy of the upper limbs, specifically of each finger independently, of people with motor dysfunction at this level. In this book, the followed strategies are described, as well as their motivation; We discuss preliminary results obtained with the implementation of these techniques in an hospital environment.

Índice

1. Introdução – Estado da Arte e Trabalho Preliminar	1
1.1. Estado da Arte e Trabalho Preliminar	2
2. Desenvolvimento de Instrumentos	18
2.1. Dedeira de Fibra Óptica	18
2.1.1. Conceitos Fundamentais	19
2.1.2. Emissor, Detector e Fibra	23
2.1.3. Circuitos Emissor e Receptor	26
2.1.3. Apresentação do Equipamento	32
2.2. Sensor de Força	34
2.2.1. Sensor Piezoresistivo	34
2.2.2. Amplificador de Instrumentação	36
2.2.3. Apresentação do Equipamento	41
3. Métodos e Resultados	42
3.1. Dedeira de Fibra Óptica	42
3.2. Sensor de Força	46
4. Análise de Expoentes	53
4.1. Conceitos Fundamentais	54
4.2. Métodos de Análise de Séries Temporais	65
4.2.1. Análise R/S (Rescaled Range Analysis)	65
4.2.2. Análise DFA (Detrended Fluctuation Analysis)	67

4.3. Tarefa de Controlo	68
4.4. Resultados Obtidos	70
5. Conclusões e Perspectivas Futuras	84
Referências	86

1. Introdução – Estado da Arte e Trabalho Preliminar

O trabalho descrito nesta tese tem como principal objectivo o desenvolvimento de instrumentos e metodologias para monitorização e terapia dos membros superiores, mais concretamente de cada dedo individualmente, de pessoas com disfunção motora a este nível.

Todos os anos surgem milhares de situações clínicas que resultam num défice motor de gravidade diversa ao nível dos membros superiores, como por exemplo, lesões vertebro-medulares, acidentes vasculares cerebrais e traumatismos crânio-encefálicos. Assim sendo, é relevante a existência de ferramentas que permitam monitorizar de forma qualitativa e quantitativa a evolução de um paciente durante o seu programa de reabilitação, possibilitando medir determinados parâmetros característicos do desempenho motor. Essa ferramenta terá ainda um maior impacto em medicina física e de reabilitação se, conjuntamente com a faceta de monitorização, englobar também a vertente de treino; isto é, se puder ser utilizada como exercício terapêutico, permitindo ao paciente trabalhar, por exemplo cada dedo ou membro separadamente.

O trabalho prévio desenvolvido no Centro de Medicina de Reabilitação da Região Centro – Rovisco Pais tem procurado desenvolver exercícios que possam medir quantitativamente a progressão do trabalho de reabilitação. A este nível torna-se necessário estabelecer parâmetros de avaliação clínica, o que pode não constituir uma tarefa simples dada a enorme quantidade de variáveis envolvidas. Por outro lado, na execução continuada dos exercícios propostos, procura-se detectar sinais úteis na definição de novas estratégias clínicas e que possam levar à elaboração de exercícios específicos para cada paciente.

Pretende-se assim, desenvolver instrumentos conceptualmente simples e métodos de avaliação quantitativa bem direccionada, de fácil inserção e utilidade em ambiente hospitalar.

1.1. Estado da Arte e Trabalho Preliminar

Este trabalho surgiu na sequência do desenvolvimento de software que permite fazer a leitura do movimento de uma luva de fibra óptica (5th Glove'95- the data glove for the fifth dimension) [1]. Este conjunto luva + software permite medir a amplitude do movimento de extensão e de flexão de um dedo previamente selecionado.

Luvras deste tipo, que permitem registar a posição da mão, já existem no mercado há alguns anos, as primeiras referências encontradas datam de 1977 [2]. Desde essa data têm-se desenvolvido vários modelos, cada vez mais inovadores e precisos. Luvras comerciais deste tipo são geralmente utilizadas para jogos de realidade virtual e têm o inconveniente de serem extremamente dispendiosas (os preços actuais no mercado variam entre 495€ e 5320€/luva, aproximadamente, dependendo dos modelos). O preço é ditado pela quantidade de sensores existentes nas luvas. As luvas mais simples medem apenas o movimento do dedo como um todo; alguns modelos permitem medir a flexão de cada articulação interfalângica individualmente e, mais recentemente, existem luvas que permitem registar o movimento de abdução, o que implica uma quantidade adicional de sensores, o que as encarece ainda mais.

A ideia de utilizar luvas para detecção de movimento na área da reabilitação motora não é totalmente inovadora. Podemos referir alguns trabalhos que exploram a utilização de luvas de realidade virtual na reabilitação da mão de pacientes com diferentes quadros clínicos. Por exemplo, Vaerenbergh et al. [3] utilizaram a 5th Glove'95 como ferramenta para a identificação de padrões típicos num conjunto de exercícios. O objectivo desse estudo foi avaliar a possibilidade de treinar uma rede neuronal com base na informação obtida com a luva, reconhecendo padrões de movimento durante uma tarefa repetitiva de oponência do polegar em relação aos outros dedos (movimento de pinça). Foi escolhido este tipo de exercício porque é muitas vezes utilizado para fazer uma avaliação preliminar da funcionalidade da mão em pacientes que recuperam de acidentes vasculares cerebrais. Este movimento de pinça é importante pois é essencial para tarefas de preensão, sendo simultaneamente um bom indicador na monitorização da evolução do paciente. Na Figura 1.1 pode ver-se um exemplo dos gráficos típicos que estes autores obtiveram com a luva durante a execução repetida do movimento de pinça. O eixo X representa o tempo (em segundos) e o eixo Y corresponde ao valor da posição de cada dedo, que varia entre 0 e 256 (8 bits de resolução).

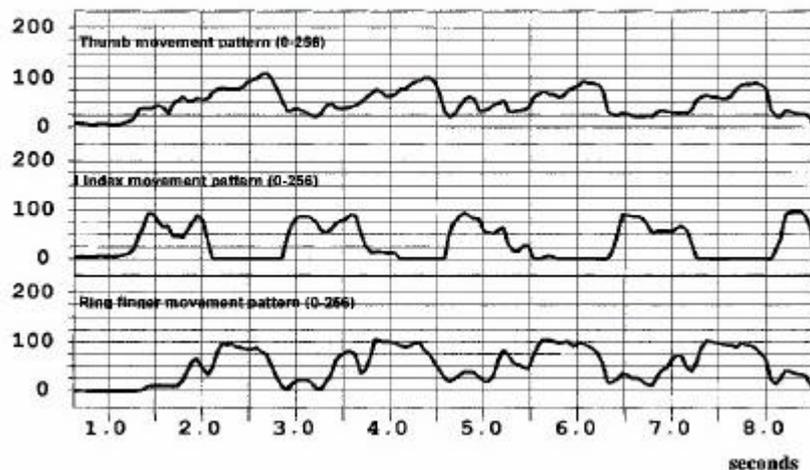


Figura 1.1. Representação gráfica do movimento dos dedos (polegar, indicador e anelar) durante a execução repetida de um movimento de pinça. (inVaerenbergh et al. [3])

Segundo os autores, os resultados obtidos foram um sucesso, pois a rede neuronal aprendeu, passados alguns minutos, os padrões de movimento gerados pelo polegar, indicador e anelar, tendo posteriormente identificado 32 de 40 casos de teste. Tendo em conta que a avaliação de muitos distúrbios músculo-esqueléticos e neurológicos se baseia na análise do movimento, a utilização de redes neuronais treinadas parece tornar possível um diagnóstico rápido e preciso.

Referindo outros trabalhos, Boian et al. [4, 5] utilizaram um sistema de realidade virtual, o qual faz uso de dois diferentes tipos de luvas comerciais (CyberGlove e RMI Glove), na reabilitação de pacientes com sequelas de acidentes vasculares cerebrais, a maior causa actual de disfunção motora. Os pacientes tinham de realizar vários exercícios em ambiente de realidade virtual de forma a estimular a amplitude do movimento, a independência do movimento, e velocidade e a força dos dedos. De uma forma geral, os autores consideraram os resultados bastante satisfatórios em termos de ganhos dos pacientes, pois todos os intervenientes nesse estudo mostraram uma evolução no desempenho da mão após um treino intensivo com o sistema de realidade virtual. Outros grupos de trabalho dedicaram-se ao desenvolvimento e construção de protótipos com diversos fins [6, 7].

Gopalan [8] analisa diferentes sistemas de realidade virtual utilizados por diversos autores em reabilitação motora. Nesta sua análise, o autor faz referência a um sistema que usa a CyberGlove e salienta os resultados excelentes obtidos com este sistema. Maureen K. Holden [9] considera o treino em ambiente de realidade virtual como sendo uma nova ferramenta na reabilitação neurológica. No seu trabalho podemos encontrar uma descrição do método e a sua fundamentação. Nas suas referências em relação ao trabalho já realizado, mais uma vez se mencionam luvas virtuais como equipamento essencial inerentes ao método, quando falamos em termos de reabilitação dos membros superiores. O mesmo tipo de estudo, sobre o impacto das diversas técnicas de realidade virtual baseadas em equipamento comercial, fizeram Reinkensmeyer et al. [8] e Heidi Sveistrup [9] e as críticas têm sido sempre positivas.

Todos os trabalhos anteriormente mencionados têm em comum o facto de salientar a necessidade de utilização de ferramentas tecnologicamente desenvolvidas na área da reabilitação motora. No entanto, estes trabalhos encontram-se ainda numa fase embrionária. É necessário adequar os exercícios para aplicações bem direccionadas na área da reabilitação motora e é nesta temática que se enquadra o nosso trabalho. Decidimos assim, aplicar as luvas de fibra óptica, inicialmente referidas, em ambiente hospitalar, sendo este o ponto de partida de todo o trabalho desenvolvido.



Figura 1. 2. Luva de fibra óptica.

Fazendo uma breve descrição do método inerente ao trabalho preliminar a esta tese, a 5th Glove' 95 (Figura 1.2) é uma luva que permite medir a pronação/supinação do antebraço e a extensão/flexão do punho e dos dedos. No entanto, nos estudos que nos interessam, tivemos em conta apenas a flexão dos dedos. Os sensores de extensão/flexão são de fibra óptica, cada dedo com um sensor. Uma fibra óptica é um guia de onda dieléctrico cilíndrico, que permite a propagação da luz ao longo do eixo da fibra, pelo fenómeno de reflexão interna total. A fibra óptica é constituída pelo núcleo, a zona onde a luz é transmitida; pela bainha e pelo revestimento, dispostos concentricamente (Figura 1.3). Os materiais do núcleo e da bainha são transparentes (vidro e/ou plástico), cada um com um índice de refração diferente.

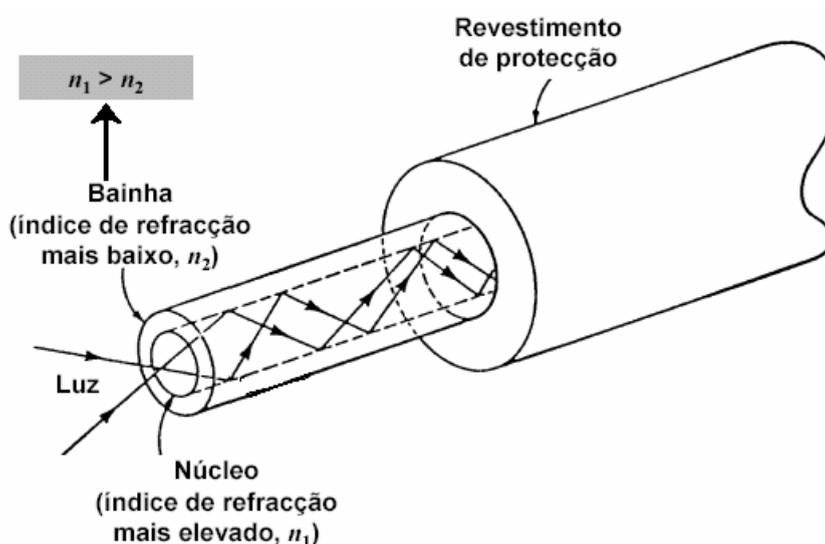


Figura 1.3. Estrutura de uma fibra óptica.

O índice de refração da bainha é menor que o índice de refração do material do núcleo. Assim, quando a fibra está estendida, não existe atenuação apreciável da luz transmitida. As bainha da fibra é tratada de forma a variar o seu índice de refração com a curvatura da fibra, de tal forma que a luz escapa com a flexão do dedo. Isto é, a luz que se propaga no núcleo é refractada para fora, ocorrendo perdas. Desta forma, a luva mede indirectamente a curvatura do dedo baseada na intensidade da luz detectada.

Cada sensor tem uma resolução de 8 bits (256 posições). As luvas são ligadas ao PC através de porta série RS-232 standard de 9 pinos e têm uma fonte de alimentação externa de 9V cada.

Apesar das luvas ópticas virem munidas de um software, este é muito limitado para os nossos propósitos, pois permite apenas fazer uma leitura da posição dos dedos. Como o nosso objectivo é a possibilidade de realização de exercícios específicos com aquisição dos dados, desenvolvemos um software próprio utilizando o LABVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) que é uma linguagem de programação gráfica para desenvolvimento de sistemas de instrumentação automatizados. O ambiente LABVIEW trabalha com duas janelas simultâneas, uma onde se definem as variáveis (de entrada e de saída) e onde se faz a interacção com o utilizador, e outra onde se constrói o diagrama com as funções, ciclos e especificações desejadas. Tendo por base esta linguagem de programação, desenvolvemos um programa para leitura das luvas que nos permite medir o valor de flexão dos dedos. Sucintamente, o programa lê a informação das portas série (COM 1 para a luva esquerda e COM 2 para a luva direita, respectivamente) e converte-a num valor entre 0 e 10, 0 correspondendo ao valor máximo de extensão e 10 correspondendo ao valor máximo de flexão do dedo. Este programa executa 10 leituras por segundo, embora este valor possa ser aumentado até 50/s com resultados fiáveis. Isto permite-nos obter séries temporais suficientemente grandes para análise posterior.

Utilizando como base este algoritmo de leitura das luvas, desenvolvemos exercícios para trabalhar cada dedo individualmente. No écran do computador, o utilizador segue um cursor alvo que executa um movimento periódico entre duas posições bem definidas, recorrendo ao movimento de extensão/flexão do dedo.

Apesar das potencialidades deste equipamento na sua concepção original, foram identificadas limitações cruciais quando utilizado em situações reais de ambiente hospitalar no que se refere à adequação aos diferentes tipos de pacientes. Um primeiro entrave surgiu ao utilizar as luvas em pacientes com tetraplegia, um quadro clínico resultante de lesão ao nível da medula cervical com afectação dos membros inferiores e superiores. É habitual o paciente tetraplégico recorrer ao efeito de *tenodesis* para obter a flexão dos dedos, movimento este que implica a extensão do punho. Desta forma, verificou-se que o paciente consegue cumprir a tarefa, mas recorrendo ao movimento do punho; assim, as fibras ópticas dispostas ao longo dos dedos das luvas que se prolongam até ao punho detectam curvaturas quer ao nível do punho, quer ao nível da articulação metacarpofalângica do dedo considerado, registando informação que aparentemente resulta na tarefa desejada. Esta situação não nos permitia avaliar de uma forma fidedigna o trabalho realizado pelos

dedos, tendo sido necessário eliminar este constrangimento para garantir que a execução da tarefa se devia unicamente ao movimento do dedo seleccionado.

Experimentámos várias formas de estabilização do punho e da metacarpofalângica, recorrendo inclusivamente a talas de Zimmer, mas nenhuma das soluções mostrou ser eficaz. No final, optámos por usar talas de polímero termomoldável (Figura 1.4). Com estas talas conseguimos fazer uma correcta estabilização do punho, e garantir que a tarefa era executada recorrendo unicamente ao dedo pretendido.



Figura 1.4. Colocação da tala estabilizadora.

Assim sendo, o primeiro passo antes de iniciar o trabalho com os pacientes tetraplégicos passou a ser a colocação da tala estabilizadora. Foi necessário ter o cuidado de verificar que os testes eram sempre realizados nas mesmas condições. Para isso, estabelecemos uma distância entre a extremidade superior da tala e a articulação interfalângica proximal do dedo médio. Posteriormente, coloca-se a luva sobre a tala, o que mostrou não ser uma tarefa nada

fácil. Além disso, tivemos ainda a condicionante do tamanho das luvas, o que não nos permitiu trabalhar inicialmente com todos os pacientes.

Passando à descrição da tarefa: no écran do computador, o utilizador pode ver dois cursores (Figura 1.5). O cursor vermelho (cursor alvo) executa um movimento periódico, entre duas posições bem definidas:

$$X(t) = A \cos(\omega t) \quad (1.1)$$

onde X é a posição do cursor no écran no instante t, A é a amplitude do movimento e ω é a frequência angular ($\omega = 2\pi f$). Típicamente, X varia entre 0 e 10.

O paciente controla o cursor verde, procurando seguir o cursor alvo. Quando o cursor vermelho se desloca para a esquerda o paciente tem de recorrer à extensão do dedo; quando o cursor se desloca para a direita, o paciente tem de usar o movimento de flexão. O valor que provém da luva, Y, é ajustado de forma a variar entre 0 (extensão máxima) e 10 (flexão máxima). As posições entre as quais o cursor alvo se desloca podem ser ajustadas a

cada caso, variando a amplitude na equação (1.1). A frequência do movimento periódico também pode ser ajustada.

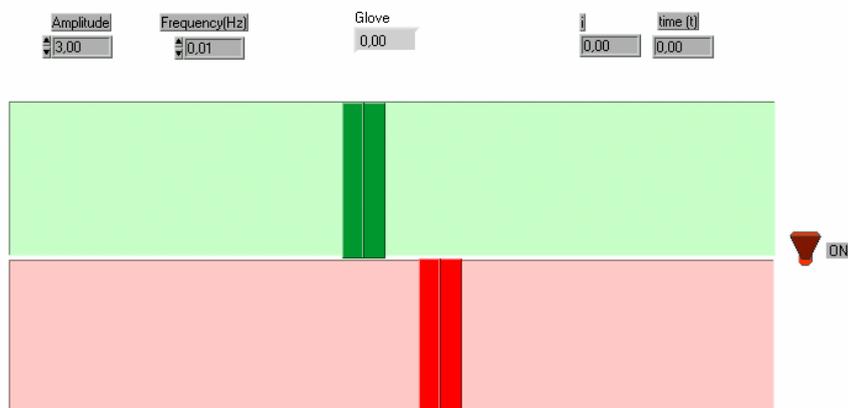


Figura 1.5. O utilizador controla o cursor verde, o qual deverá seguir o movimento periódico do cursor alvo (vermelho).

Convém salientar que a grande maioria dos pacientes é portadora de limitações que não permitem executar movimentos com amplitudes que abranjam todo o arco do movimento. Assim, é possível fazer uma calibração prévia do exercício, considerando as posições mínima e máxima do paciente (Min e Max), e projectando-as como os extremos da zona de movimento, a qual efectivamente varia entre $C_{\min}=0$ e $C_{\max}=10$. Esta calibração é feita pela relação:

$$Y(t) = a \sin(\omega t) + b \quad (1.2)$$

com $a = \frac{C_{\max} - C_{\min}}{Max - Min}$ e $b = C_{\min} + a \cdot Min$.

Desta forma, a amplitude visível no écran é superior à amplitude de movimento real (muitas vezes ténue) conseguida pelo utilizador. Assim, o impacto do movimento é maior, tornando-se num factor de motivação para o paciente. Antes do início do exercício, faz-se a calibração, caso seja necessário, e posteriormente inserem-se os parâmetros da experiência (amplitude e frequência) para o caso em estudo. A partir deste momento estão reunidas as condições necessárias para o paciente iniciar a execução da tarefa, a qual se prolonga durante um intervalo de tempo previamente definido.

Nesta fase do nosso trabalho, dedicámo-nos ao estudo do caso de uma paciente tetraplégica, lesão medular com nível neurológico C6-ASIA B (ASIA – American Spinal Injury Association é o método standardizado de classificação neurológica e funcional das lesões vertebro-medulares). Um paciente com nível neurológico C6 clinicamente apresenta função motora e sensitiva preservada até ao dermatomo e metámero correspondentes à raiz de C6, e alterada abaixo desse nível. Em termos funcionais, a paciente tem movimentos activos com força conservada (grau 5 - Classificação MRC – Medical Research Council) a nível do ombro, flexão do cotovelo e extensão do punho. ASIA B significa que apresenta sensibilidade e/ou contracção voluntária no segmento inervado pelas raízes de S4 e S5, o que corresponde à região perianal. No entanto, poderá haver alguma função nos músculos chave abaixo do nível de lesão, por inervação parcial pela raiz correspondente ao nível lesionado. Na Figura 1.6 podemos ver um esquema com a delineação dos diferentes níveis neurológicos. Os segmentos coloridos indicam as zonas preservadas pela paciente em estudo.

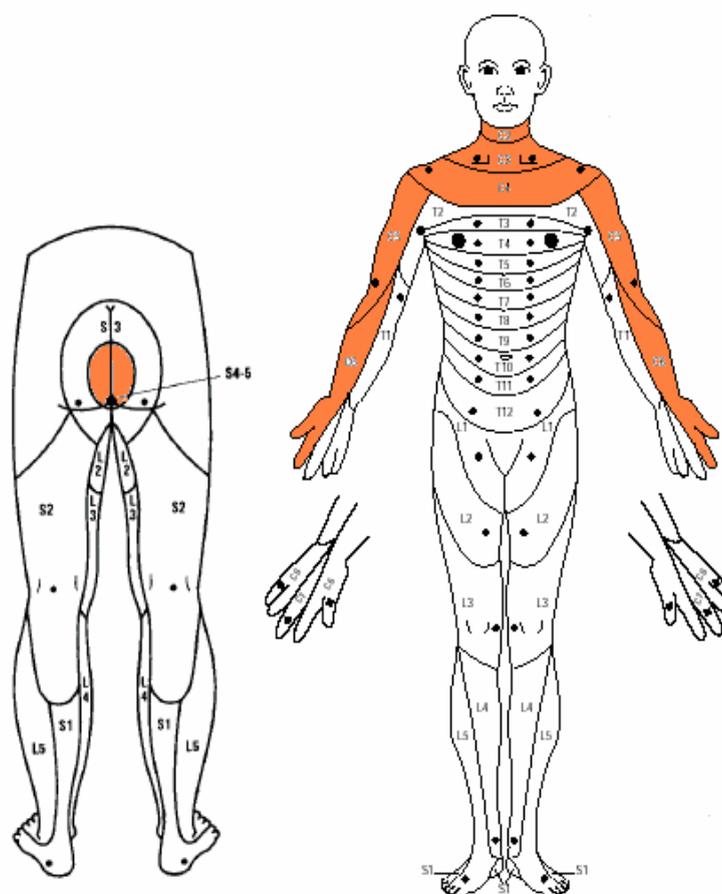


Figura 1.6. Representação dos diferentes dermatomos.

Esta paciente representa um caso clínico muito particular. Há cerca de dois anos surgiu em Portugal uma cirurgia inovadora que veio trazer uma nova esperança a pacientes vítimas de lesões medulares. Esta cirurgia consiste num autotransplante de mucosa olfactiva para a zona lesionada da medula. Os pacientes submetidos a este autotransplante representam um novo desafio para a medicina física e de reabilitação, pois parece existir uma possibilidade real de ganhos funcionais. A paciente em causa foi uma das primeiras pessoas submetidas a esta cirurgia, tendo realizado o autotransplante em Outubro de 2002, após 6 anos de lesão.

Tivemos o primeiro contacto com esta paciente em Abril de 2003, aquando da nossa chegada ao Centro de Medicina de Reabilitação da Região Centro – Rovisco Pais. Os meses que se seguiram foram de preparação e adaptação dos exercícios à paciente, tendo sido realizados vários testes preliminares de forma a otimizar a estratégia a seguir. Esta etapa do nosso trabalho durou alguns meses pois, como já referimos anteriormente, fomos descobrindo alguns factores que condicionavam os resultados experimentais. Foi necessário eliminar gradualmente estas condicionantes, de forma a ter o menor número de variáveis possível.

Minimizados estes factores, iniciámos um trabalho regular com a paciente em Setembro de 2003. Pretendíamos avaliar a evolução do movimento dos dedos polegar, indicador e médio das duas mãos, pois são os dedos mais importantes para a funcionalidade da mão. Infelizmente, a disposição das fibras ópticas ao longo do polegar da luva não é adequada, pois as fibras neste dedos oferecem demasiada resistência à curvatura. Assim, tendo em conta a pequena força e amplitude dos dedos da paciente, não é possível registar com a luva qualquer tipo de movimento proveniente do polegar, apesar de ele estar presente (mas com amplitude mínima - esboço de movimento). Desta forma, concentrámo-nos nos dedos indicador e médio.

Realizámos sessões diárias com exercícios de 3 minutos por dedo, nos quais a paciente deveria realizar a tarefa anteriormente descrita (ver Figura 1.7). Os dados foram armazenados diariamente. Em relação aos parâmetros utilizados, optámos por uma amplitude do movimento $A=3$, o que implica que o cursor alvo se mova entre as posições 2 e 8. Para esta paciente realizámos o exercício em condições normais, isto é sem calibração (equação 1.2) da amplitude visível do movimento do dedo. O período escolhido foi de 30 s, o que equivale a um movimento lento, adequado às dificuldades da paciente.

Seguidamente, mostramos alguns dos registos obtidos com esta paciente para os dedos indicadores. Os resultados que se seguem compreendem um período de 8 meses e apresentamos a melhor performance de cada mês. Os gráficos representam a amplitude de movimento (de 0 a 10) em função do tempo (em segundos). A linha a rosa corresponde ao movimento sinusoidal do cursor alvo; a linha a azul mostra-nos o movimento realizado pelo dedo da paciente.

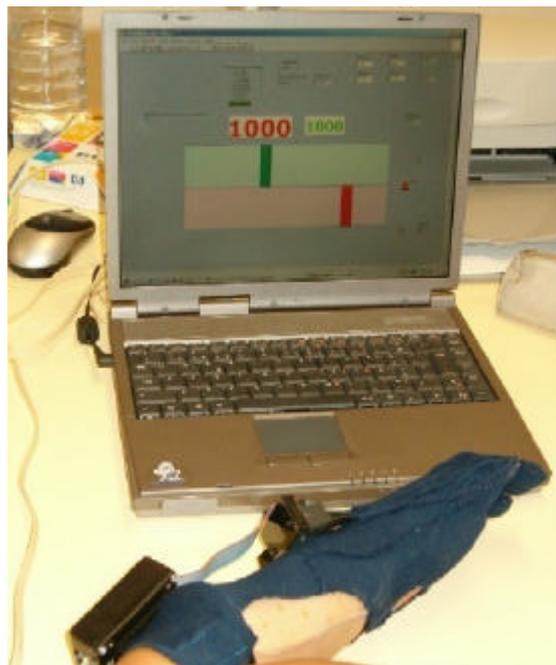
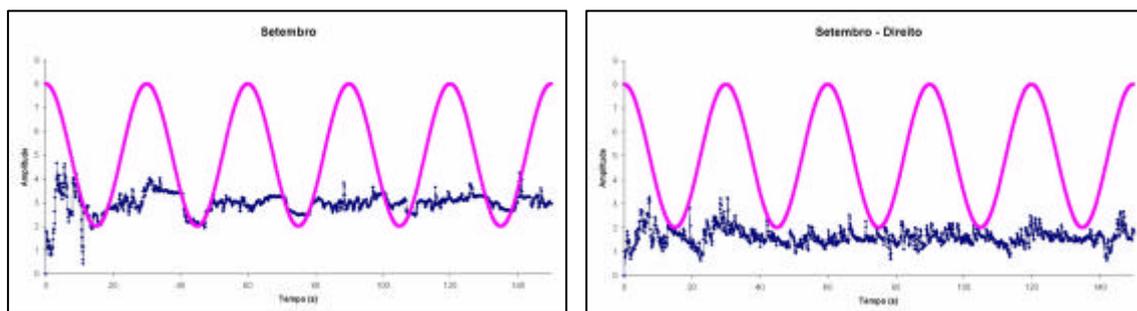


Figura 1.7. Paciente a executar a tarefa.



Figuras 1.8-1.9. Registos das melhores performances obtidas em Setembro de 2003. O gráfico da esquerda corresponde ao indicador esquerdo e o da direita ao indicador direito.

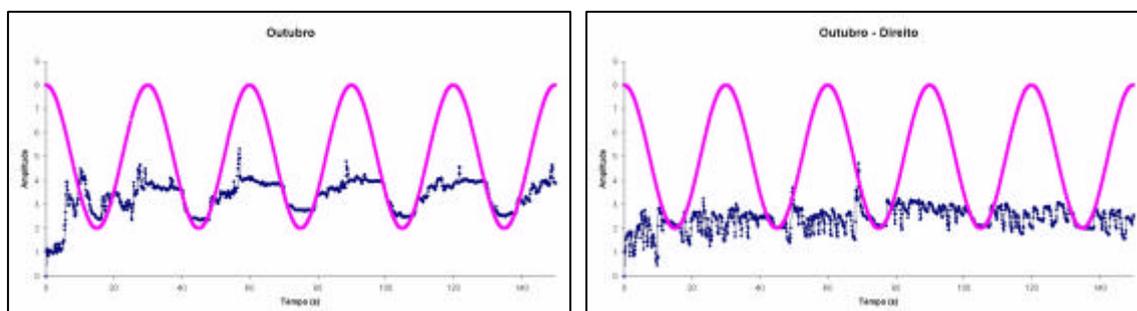


Figura 1.10-1.11. Registos das melhores performances obtidas em Outubro de 2003.

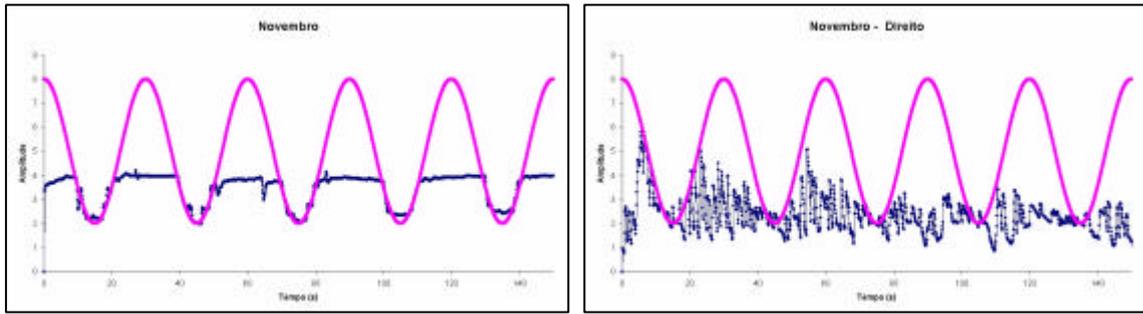


Figura 1.12-1.13. Registos das melhores performances obtidas em Novembro de 2003.

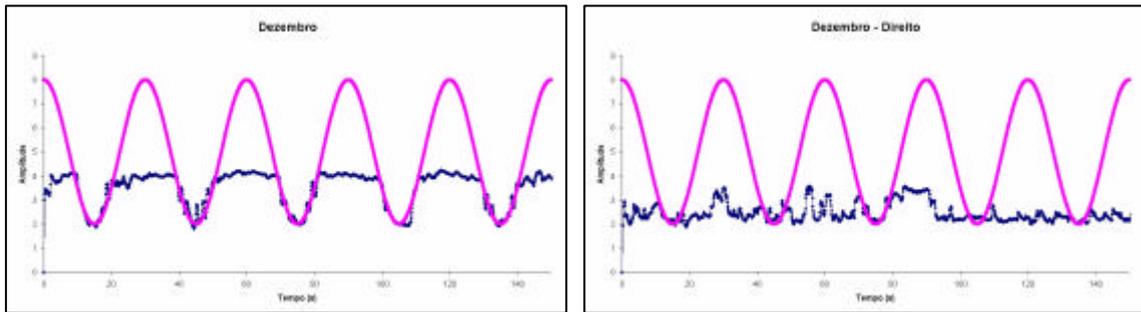


Figura 1.14-1.15. Registos das melhores performances obtidas em Dezembro de 2003.

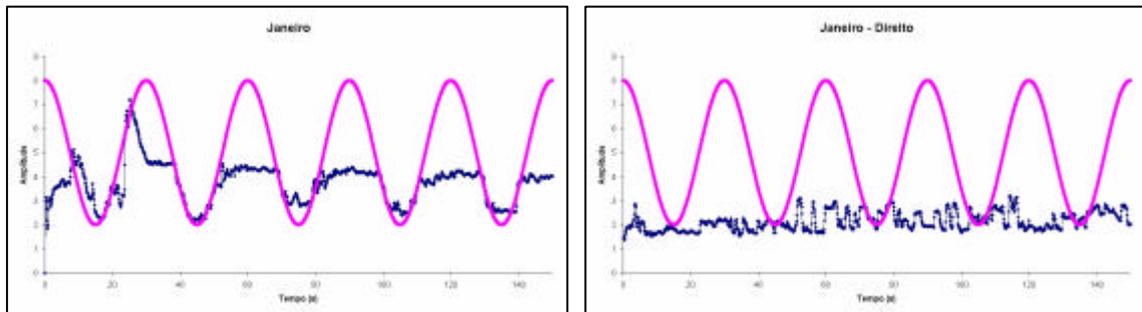


Figura 1.16-1.17. Registos das melhores performances obtidas em Janeiro de 2004.

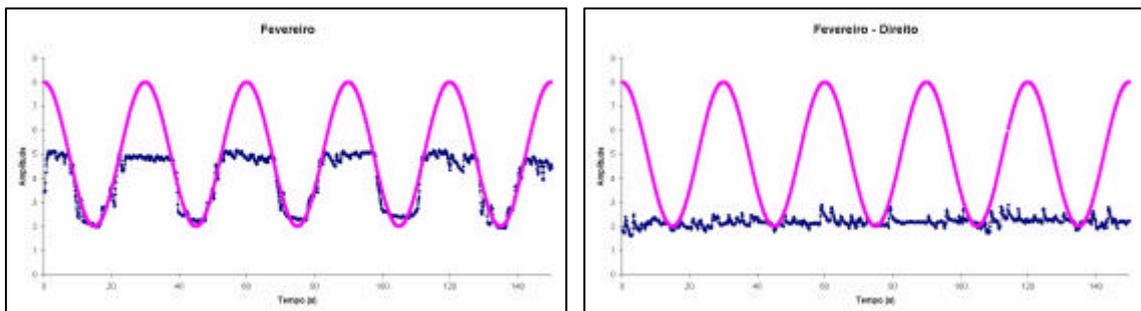


Figura 1.18-1.19. Registos das melhores performances obtidas em Fevereiro de 2004.

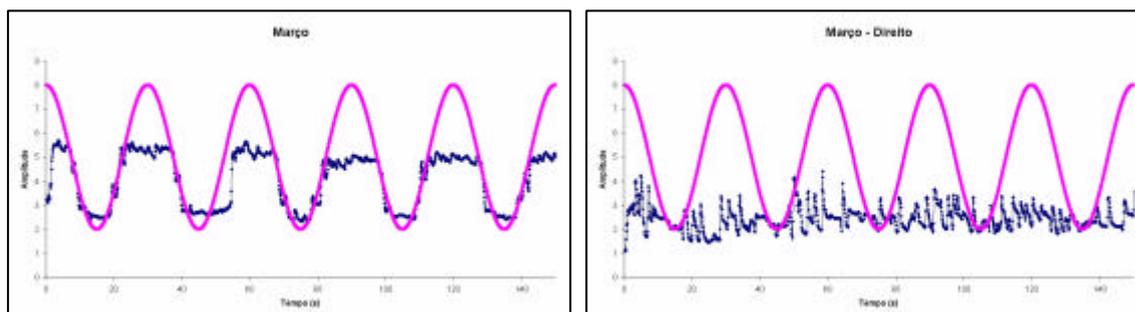


Figura 1.20-1.21. Registos das melhores performances obtidas em Março de 2004.

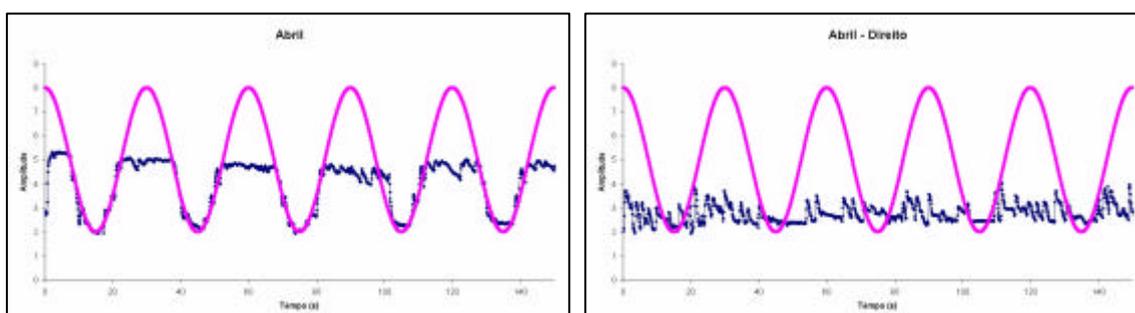


Figura 1.22-1.23. Registos das melhores performances obtidas em Abril de 2004.

Pela observação directa dos gráficos, é óbvio o melhor desempenho do indicador esquerdo, quer a nível de amplitude movimento, quer a nível do controlo fino na execução do movimento. Além disso, é notória a evolução ao longo dos meses. O indicador direito apresentou um comportamento muito irregular ao longo do tempo, sendo por isso precipitado tirar conclusões definitivas sobre a sua evolução. Os dedos médios correspondentes revelaram um comportamento similar. É de registar que, não obstante a impossibilidade atrás descrita de trabalho específico com o dedo polegar, se verificou no final do período de experimentação uma melhoria significativa na funcionalidade (amplitude e força) do polegar (efeito cruzado da terapêutica?).

Convém salientar que os dados obtidos reflectem todo o trabalho do paciente no seu programa de reabilitação, que engloba várias técnicas e tratamentos, não sendo por isso possível avaliar individualmente o impacto do treino com as luvas ópticas.

Apesar dos resultados obtidos com as luvas terem sido satisfatórios, a falta de versatilidade das mesmas e todos os inconvenientes inerentes, nomeadamente, o facto de

não permitirem medir a evolução do polegar do paciente, mostraram-nos que era necessário arranjar uma alternativa. Foi neste contexto que decidimos desenvolver uma dedeira de fibra óptica, com a mesma função, mas mais simples e funcional, que permita o ajuste a qualquer dedo de qualquer mão e versátil a nível de tamanho. No capítulo seguinte iremos descrever a construção deste protótipo.

De facto, é importante medir a amplitude de movimento dos dedos para avaliar a evolução de um paciente tetraplégico durante o seu programa de reabilitação. No entanto, surge outra questão: uma amplitude de movimento considerável não implica que esse mesmo movimento represente um movimento útil. Dito de uma forma mais simples, um paciente com défice motor nos membros superiores pode conseguir flectir os dedos, mas não ter força suficiente para segurar um objecto. Consequentemente, surge a necessidade de medir a força exercida pelos dedos, para assim fazer a avaliação completa da reabilitação do paciente. Foi neste contexto que se pensou no desenvolvimento de um sensor de força.

Existem no mercado vários modelos de sensores de força, muitos deles dinamómetros e placas de pressão, para os mais diversos fins. Na área da medicina os sensores de força têm sido maioritariamente utilizados em estudos teóricos mais académicos para fins de publicação e têm-se descurado um pouco as suas aplicações mais práticas em programas de reabilitação. Pesquisando um pouco, é possível encontrar alguns destes estudos. Por exemplo, podemos referir um estudo sobre a distribuição das forças nas palmas das mãos ao realizar reanimação cardio-pulmonar [12]; ou um outro sobre a medida das forças de contacto exercidas pelos médicos nos pacientes durante determinados exames manuais e tratamentos [13].

Por outro lado, existem outros trabalhos que têm permitido obter informação quantitativa sobre as forças envolvidas numa mão funcional ou não, o que nos poderá dar pistas sobre as estratégias de reabilitação a utilizar numa mão com disfunção. Crook e Chappell [14] desenvolveram um sistema de preensão para pacientes com mão paralisada, que se baseia na utilização de estimulação eléctrica funcional transcutânea. Este tipo de estimulação eléctrica faz uso de eléctrodos de superfície. A corrente entre os eléctrodos passa através da pele e estimula os nervos abaixo, provocando a contracção do músculo por estes inervado. A intensidade da contracção depende da quantidade de corrente

eléctrica que chega aos nervos pretendidos. A disposição compacta dos músculos do antebraço, sendo cada grupo muscular responsável por determinado movimento, leva a que o correcto posicionamento dos eléctrodos seja de extrema importância (sob pena de perder a sua eficácia). Além disso, alguns músculos podem não ser estimulados individualmente pois um nervo de um outro músculo poderá estar mais próximo do eléctrodo, sendo preferencialmente estimulado. Assim, a melhor localização para os eléctrodos é sobre o ponto motor. Foram acoplados sensores de força em pontos estratégicos (Figura 1.24) de uma luva de forma a medir as forças exercidas ao pegar em objectos. A leitura obtida pelos sensores permite saber se, num dado instante, a mão está ou não em contacto com um objecto. O sistema desenvolvido pelos autores possui um controlador que, baseado na informação obtida pelos sensores de força, inicia o movimento de preensão pela aplicação da estimulação eléctrica. A sequência do movimento é iniciada quando o utilizador pressiona um sensor de força localizado no seu punho.

O sistema foi avaliado com a ajuda de um paciente com tetraplegia C6 e os resultados preliminares mostraram que este sistema permite aumentar a funcionalidade da mão nestes casos. No entanto, os autores salientam que este protótipo é ainda limitado em termos do tamanho e peso dos objectos que permite manipular. Além disso, existe ainda o inconveniente do sistema não ser

“ready to wear” sendo necessário colocar as luvas e os eléctrodos separadamente e ainda testar se os eléctrodos estão correctamente posicionados sobre os pontos motores, o que torna este protótipo bastante limitado para utilização no dia-a-dia do paciente tetraplégico.

Mais recentemente, dentro da mesma temática, temos o estudo de Smaby et al. [15] que utilizaram um braço robot com sensores de força incorporados para determinar as forças de preensão necessárias para realizar determinadas tarefas do quotidiano. Pretenderam com este estudo obter informação que permita construir uma base de dados sobre a magnitude das forças exercidas pelos diversos pontos da mão ao segurar diferentes tipos de objectos.

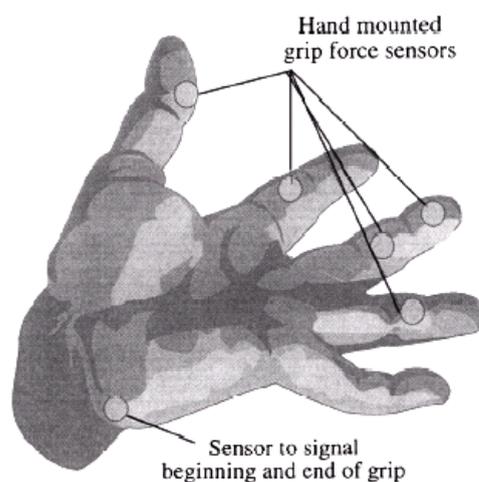


Figura 1.24. Localização estratégica dos sensores de força (in Crook e Chappell [14]).

O movimento de preensão (Figura 1.25) é extremamente importante, pois este representa aproximadamente 50% da funcionalidade da mão. Com base na informação obtida, os autores acreditam ser possível fazer posteriormente uma avaliação rigorosa da função da mão em pacientes com tetraplegia.

Também é muito vulgar a aplicação de sensores de força em estudos sobre a fadiga muscular. Por exemplo, Heuer et al. [16] utilizaram sensores de força para complementar o seu estudo sobre o efeito da fadiga muscular na execução de oscilações rápidas dos dedos da mão.

Para além desta vertente mais teórica, também têm surgido protótipos cuja aplicação prática na área da reabilitação motora é indiscutível. Podemos referir os trabalho de Beebe et al. [17]. Os autores apresentaram o protótipo de um sensor de força de silicone com revestimento flexível para ser utilizado na medida das forças exercidas pelos dedos individualmente. Estudos preliminares mostraram ser muito promissores no que diz respeito à aplicação deste tipo de sensores na biomecânica. Tarchanidis e Lygouras [18] desenvolveram uma luva com sensores de força incorporados em pontos estratégicos dos dedos, com potenciais aplicações médicas, pois a sua utilização é bastante viável como ferramenta de treino.

A nível de instrumentos para exercício e treino de força, de uma forma mensurável e continuada, que sirvam como ferramenta de monitorização e treino simultaneamente, num programa de reabilitação em ambiente hospitalar, só mais recentemente é que começaram a surgir alguns trabalhos. Muito próximo daquilo que pretendemos encontramos o trabalho de Sukal et al. [19]. Os autores desenvolveram um sistema com um sensor de força para monitorização e terapia dos dedos de pacientes vítimas de acidentes vasculares cerebrais. O sistema consiste apenas numa célula de pressão colocada num estabilizador de braço, e software para fazer a leitura da força exercida por cada dedo. Com este instrumento os médicos têm uma forma de quantificar o nível de função dos pacientes e medir objectivamente a sua evolução ao longo do tempo, pois podem ser feitos registos em cada

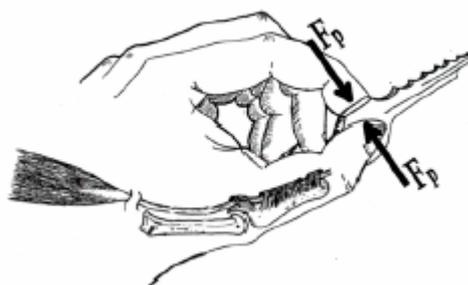


Figura 1.25. Preensão de um objecto (in Smaby et al. [15]).

exercício. Os autores acreditam que este tipo de terapia tem o potencial de aumentar o controlo motor fino na mão de pacientes que sofreram um AVC.

Constatada a necessidade da existência de um instrumento para a medida da força individual de cada dedo, decidimos desenvolver, a par com a dedeira de fibra óptica, um sensor de força com essa função, para assim fazer uma avaliação completa da evolução de um paciente ao longo do tempo, durante o seu programa de reabilitação. Com estes dois instrumentos complementares, pretendemos também criar tarefas bem definidas que permitam estimular movimentos específicos em pacientes com disfuncionalidade da mão, permitindo-lhes readquirir alguma eficácia e funcionalidade. No capítulo seguinte iremos descrever os passos da construção destes protótipos e o método de utilização dos mesmos, e posteriormente apresentaremos alguns resultados obtidos com a utilização dos referidos protótipos para treino e monitorização da função motora da mão de doentes com tetraplegia.

2. Desenvolvimento de Instrumentos

Neste segundo capítulo iremos descrever os instrumentos desenvolvidos no âmbito desta tese de mestrado. Os meses de permanência em ambiente hospitalar e a interacção com médicos e pacientes foram muito úteis, pois desta forma foi possível conceber instrumentos versáteis adaptáveis a várias situações e direccionados para o alcance de objectivos específicos.

2.1. Dedeira de Fibra Óptica

Como foi referido inicialmente, as luvas ópticas permitem-nos ter informação sobre a amplitude de movimento, isto é, a extensão/flexão de um dedo. Tendo em conta todos os contratempos e dificuldades inerentes a estas luvas, nomeadamente a limitação do tamanho, o prolongamento excessivo das fibras, possibilitando a captação de movimento que não só o do dedo, e a inviabilidade de usar o polegar levou-nos a desenvolver um instrumento alternativo. Este equipamento deverá ter a mesma função, mas ser mais simples e funcional. Foi neste contexto que surgiu a ideia de desenvolver uma dedeira de fibra óptica, ajustável a um dedo qualquer, de qualquer mão e versátil a nível de tamanho. Sendo a fibra óptica o componente essencial da dedeira, passamos à sua descrição.

As principais componentes de um sensor de fibra óptica são o emissor, a fibra óptica e o detector. O emissor, geralmente um LED, transforma informação eléctrica em energia óptica (luz) contendo a mesma informação. A fibra óptica é o meio que transporta a energia, levando-a ao receptor. Neste, a luz é novamente convertida em informação eléctrica.

O funcionamento de uma fibra óptica é baseado nos princípios fundamentais da óptica e na interacção da luz com a matéria. Assim, faremos uma breve referência aos conceitos fundamentais envolvidos.

2.1.1. Conceitos Fundamentais

Muitas das propriedades da luz são explicadas considerando-a uma onda electromagnética que se dispersa no meio onde se encontra. O factor que melhor caracteriza uma radiação luminosa é o seu comprimento de onda. A luz visível corresponde a uma pequena parte do espectro electromagnético (Figura 2.1), o seu comprimento de onda varia entre 380 e 750 nm.

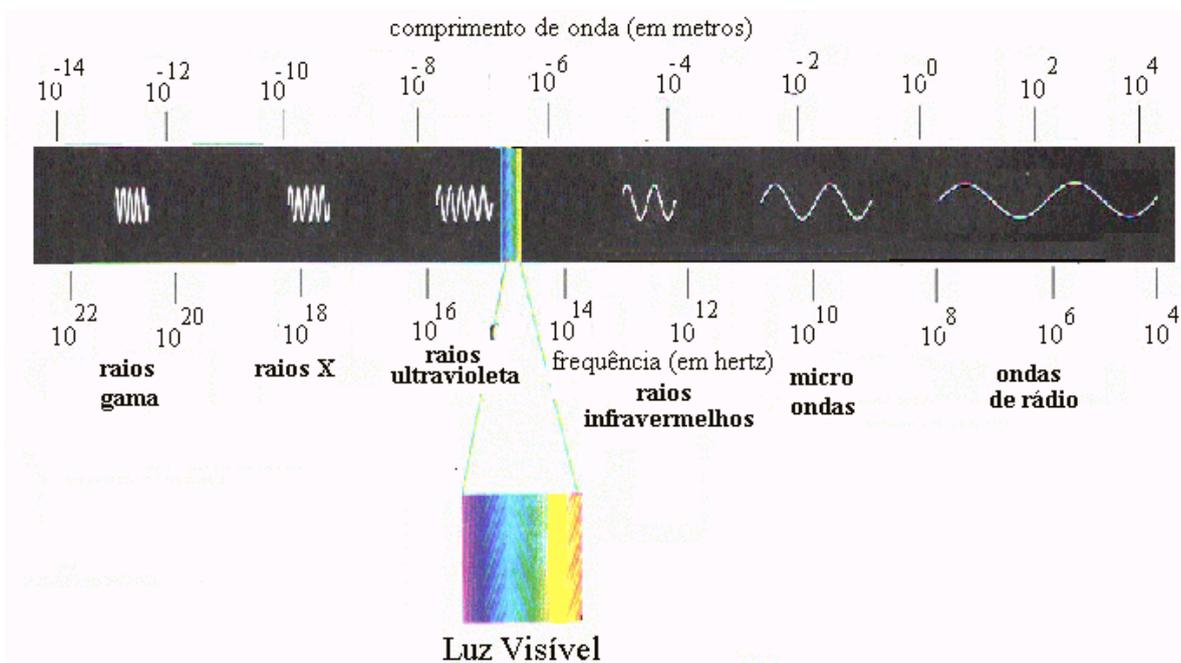


Figura 2.1. Espectro electromagnético.

A relação entre o comprimento de onda e a frequência é dada por $\lambda = c/f$, onde c é a velocidade da luz e f a sua frequência. A maior parte dos sistemas de fibra óptica usam luz infravermelha, a qual tem ondas mais longas do que a luz visível, com comprimentos de onda que variam entre 750 e 1500 nm.

A luz propaga-se normalmente em linha recta através da maioria dos materiais ópticos, mas isso não acontece na interface entre dois materiais com diferentes índices de refacção. O índice de refacção, n , o qual é dado pela razão entre a velocidade da luz no vazio, c , e a velocidade da luz no material:

$$n = \frac{c_{\text{vazio}}}{v_{\text{material}}} \quad (2.1)$$

é o parâmetro mais importante para qualquer material óptico.

A *reflexão interna total* é o fenómeno mais importante para a condução da luz em fibras ópticas. Na condição de reflexão interna total, a luz pode ser completamente reflectida numa interface dieléctrica sem nenhum revestimento reflector. Para ocorrer reflexão interna total é necessário que o raio de luz incida na interface dieléctrica, do meio com maior índice de refração para o meio com menor índice de refração. A Figura 2.2 mostra que a reflexão interna total ocorre para um certo intervalo de ângulos de incidência.

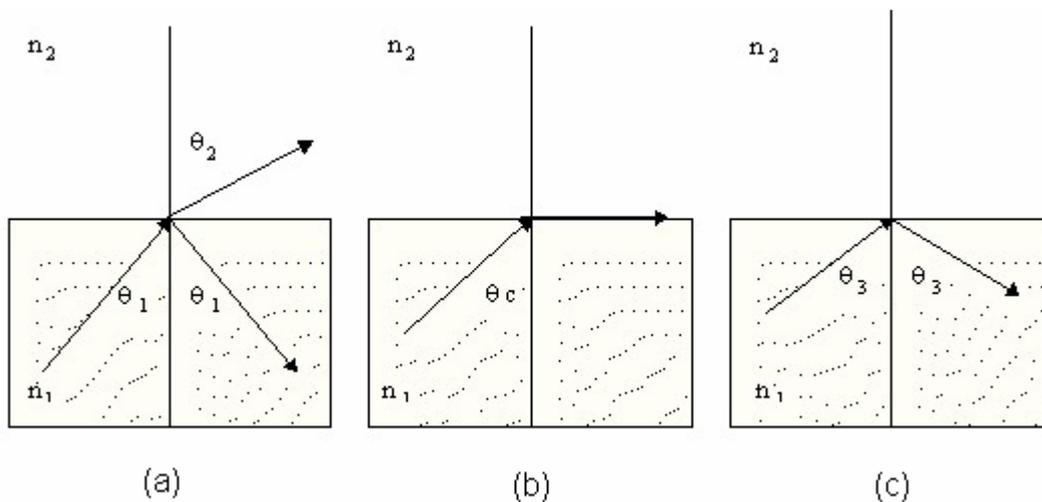


Figura 2.2. Refracção e reflexão numa interface entre dois meios com índices de refração diferentes ($n_1 > n_2$): (a) ângulo incidente = $\theta_1 < \theta_c$; (b) ângulo incidente = θ_c (ângulo crítico); (c) ângulo incidente = $\theta_3 > \theta_c$.

Se um raio de luz se propaga segundo um certo ângulo, θ_1 ($\theta_1 < \theta_c$) de um meio com um índice de refração elevado (n_1) para um meio com um índice de refração mais baixo (n_2), uma porção de luz será reflectida de volta para o meio 1 e a outra parte será refractada para o meio 2, como mostra a Figura 2.2(a).

Este comportamento da luz pode ser expresso pela lei de Snell, $n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2$.

Se o ângulo θ_1 for aumentado até ser igual a θ_c , θ_2 é igual a 90° . O *ângulo crítico*, θ_c , é definido por:

$$\theta_c = \sin^{-1} \left(\frac{n_2}{n_1} \right) \quad (2.2)$$

Para o ângulo crítico θ_c , o raio refractado viaja ao longo da superfície fronteira. Se o ângulo de incidência for posteriormente aumentado para θ_3 ($\theta_3 > \theta_c$) na superfície fronteira,

o raio será reflectido na totalidade para o meio 1, o qual tem o índice de refração mais elevado. Este fenómeno é conhecido por reflexão interna total e é segundo este que a luz é transmitida nas fibras ópticas. Como já foi referido no capítulo introdutório desta tese, as fibras ópticas têm um núcleo cilíndrico rodeado por uma bainha. O índice de refração do núcleo (n_1) é sempre superior ao índice de refração da bainha (n_2), para a luz poder ser guiada. Se ambos os índices de refração, n_1 e n_2 , forem uniformes através das secções rectas, a fibra é designada por fibra *step-index*; se n_1 variar com o raio do núcleo (isto é, se n_1 diminuir gradualmente desde o centro até ao exterior), a fibra é designada por fibra *graded-index*.

Considere-se a Figura 2.3, onde se podem observar as trajetórias dos raios a incidir na face de uma fibra *step-index*. Para um raio a incidir segundo um ângulo A_0 , o raio será refractado no interior do núcleo e refractado para dentro da bainha. Para um raio a incidir segundo um ângulo A_1 , o raio será refractado ao longo da fronteira do núcleo com a casca. O ângulo A_c é referido como o *ângulo de aceitação* θ_c é o ângulo crítico para a reflexão interna. Os ângulos A_c e θ_c são determinados pelos índices de refração do núcleo e da bainha. Assim, um raio a incidir na fronteira núcleo-bainha segundo um ângulo inferior a θ_c não sofrerá uma reflexão interna total e acabará por ser perdido. No entanto, para ângulos superiores a θ_c , um raio irá propagar-se no interior do núcleo através de uma série de reflexões internas.

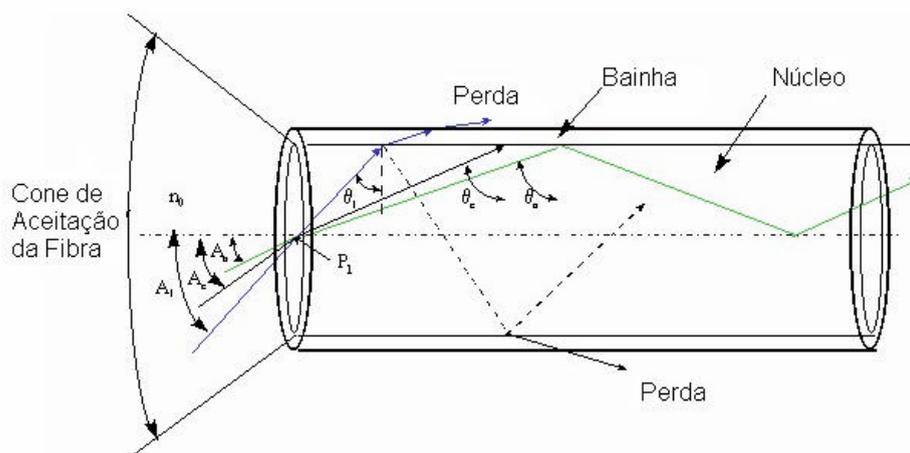


Figura 2.3. Trajectória dos raios numa fibra *step-index*.

A relação entre o ângulo e o índice de refração pode ser obtida a partir da lei de Snell. Sendo n_0 o índice de refração do ar, n_1 o índice de refração do núcleo e n_2 o índice de refração da casca, para o ponto P_1 na figura anterior temos:

$$n_0 \sin A_c = n_1 \sin 90^\circ \quad (2.3)$$

Para o ponto P_2 :

$$n_1 \sin \theta_c = n_2 \sin 90^\circ \quad (2.4)$$

Pelas equações (2.3) e (2.4):

$$n_0 \sin A_c = n_1 \cos \theta_c = \sqrt{n_1^2 - n_2^2} = AN \quad (2.5)$$

AN é a *abertura numérica* e esta está relacionada com o ângulo máximo de aceitação ($\theta_{\text{aceit}} = 2A_c$) da radiação numa fibra óptica pela expressão:

$$AN = \sin \frac{\theta_{\text{aceit}}}{2} \quad (2.6)$$

Os valores típicos de AN variam entre 0.1 e 0.4, o que corresponde a ângulos de aceitação máxima entre 11 e 46°. As fibras ópticas apenas transmitem luz que entra segundo um ângulo menor ou igual ao ângulo de aceitação máxima da fibra considerada.

Quando a luz viaja numa fibra óptica podem ocorrer perdas. Essas perdas são designadas por *atenuação* e podem ser devidas a várias causas: absorção da luz por parte do material onde esta se propaga, dispersão da luz devido a imperfeições, perdas devido à curvatura da fibra, etc... A atenuação da fibra é medida pela comparação entre a potência de saída e a de entrada, sendo descrita, em decibéis, pela expressão:

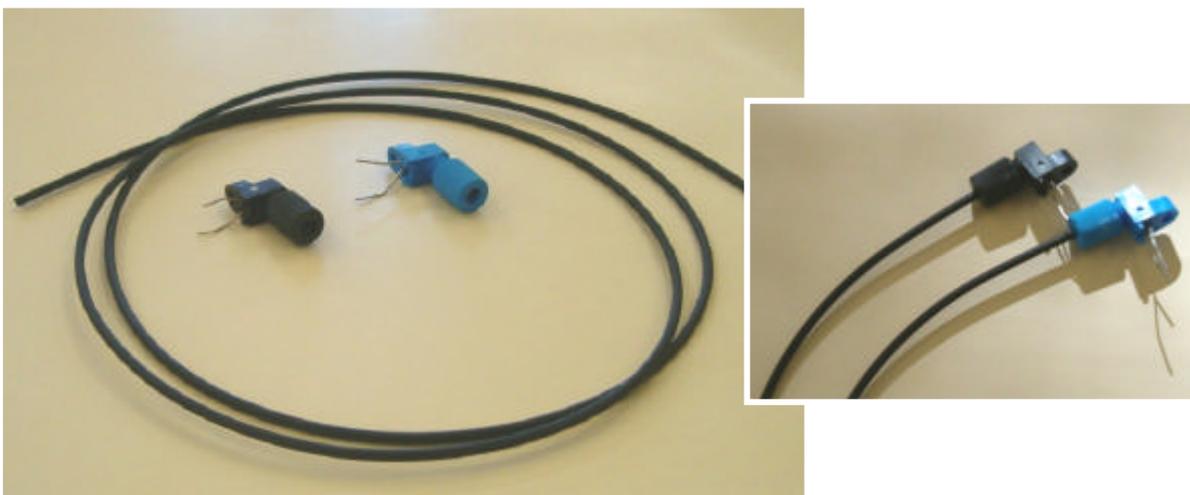
$$\text{Atenuação} = 10 \log_{10} \frac{P_s}{P_e} \quad (2.7)$$

Por exemplo, se $P_s=0.001P_e$, significa que o sinal sofreu uma atenuação de 30db. Geralmente não se usa o sinal menos, embora ele esteja implícito.

A atenuação de uma fibra depende muito da composição do material do seu núcleo e do comprimento de onda da luz transmitida. Esta grandeza é habitualmente normalizada para unidades de comprimento.

2.1.2. Emissor, Detector e Fibra

Como sistema de fibra óptica base, utilizámos um kit comercial (Experimenter's Kit da Industrial Fiber Optic, Inc) constituído por um LED de infravermelho (IF-E91A) e por um fototransistor (IF-D92), emissor e detector respectivamente, com invólucros plásticos adaptáveis a fibra óptica plástica com núcleo de 1000 μm (IF-C-E1000). Nas Figura 2.4 e 2.5 podemos ver as componentes deste kit e a forma como são adaptadas à fibra óptica.



Figuras 2.4-2.5. Kit constituído por um LED (azul), um fototransistor (preto) e fibra óptica.

Um LED (Light Emitting Diode) é um dispositivo que apresenta um junção PN, semelhante a um díodo, que emite radiação quando polarizado directamente. Ao aplicar uma tensão directa na junção, temos lacunas na camada p e electrões na camada n. Como resultado, ambas as camadas têm uma maior concentração de portadores (lacunas e electrões) do que na situação de equilíbrio. Desta forma, dá-se uma recombinação dos

portadores de carga e ocorre a libertação da energia que lhes foi transmitida mediante a aplicação da tensão directa.

A maior parte desta energia é libertada na forma de radiação, segundo a equação:

$$E = hf = \frac{hc}{\lambda} \quad (2.8)$$

sendo E a diferença de energia entre o electrão e a lacuna que se recombinam, expressa em electrões-volt, f a frequência da radiação e h a constante de Planck. Esta energia representa a energia contida num fóton e depende do material que forma a junção pn.

Os LEDs são componentes cuja intensidade luminosa depende da corrente que circula pelos mesmos. A Figura 2.6 mostra o símbolo mais comum utilizado para identificar um LED num circuito. Na análise de um circuito, um LED pode ser tratado de maneira análoga a um díodo normal. No entanto, estes não são fabricados de silício monocristalino, pois este é incapaz de emitir fótons. A tensão de polarização directa, V_D , e a cor emitida pelo LED dependem do material com que este é fabricado.

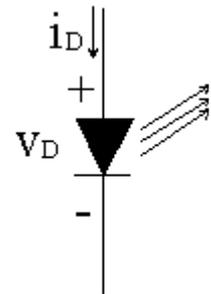


Figura 2.6. Símbolo do LED

O LED, IF-E91A, do kit experimental utilizado é um LED infravermelho com comprimento de onda de pico de 950 nm e uma tensão de polarização directa típica de 1.2 V. Este dispositivo possui um invólucro com uma micro-lente e um sistema de bloqueio, permitindo um acoplamento óptico eficiente com fibra óptica standard de 1000 μ m. Na Figura 2.7 está representado um corte transversal deste dispositivo.

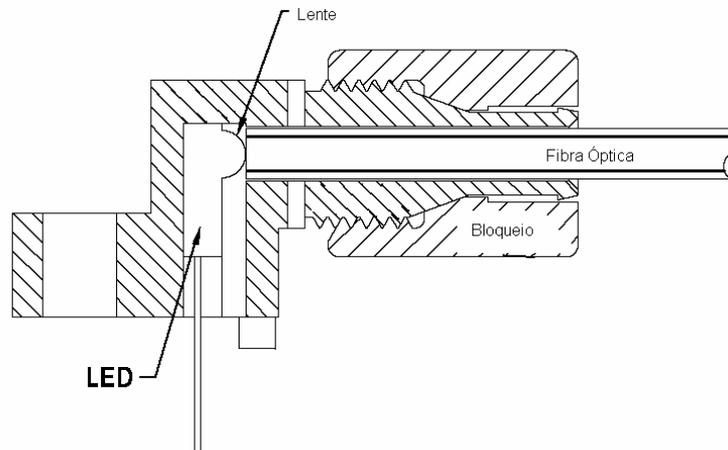


Figura 2.7. Invólucro de conexão do LED.

Um fototransistor é um fotodetector que consiste num transistor sensível à intensidade da luz através da incidência desta sobre a junção base-colector. Tal como no transistor convencional, uma pequena corrente na junção base-emissor controla uma corrente maior que circula do colector para o emissor. A razão entre a corrente do colector e a corrente da base corresponde ao ganho do transistor. O mesmo acontece no fototransistor, obtendo-se, assim, conversão de luz para corrente eléctrica e amplificação num único dispositivo.

Basicamente, uma pequena lente foca a luz para a base e esta luz interage com o cristal semiconductor, gerando electrões (Figura 2.8). Os electrões surgem como uma corrente no circuito que se designa por fotocorrente. Uma especificação importante é a “corrente negra”, a qual circula no circuito colector-emissor sem luz incidente. Esta corrente corresponde a ruído do fototransistor gerado internamente e é um factor que limita a sensibilidade do sistema receptor.

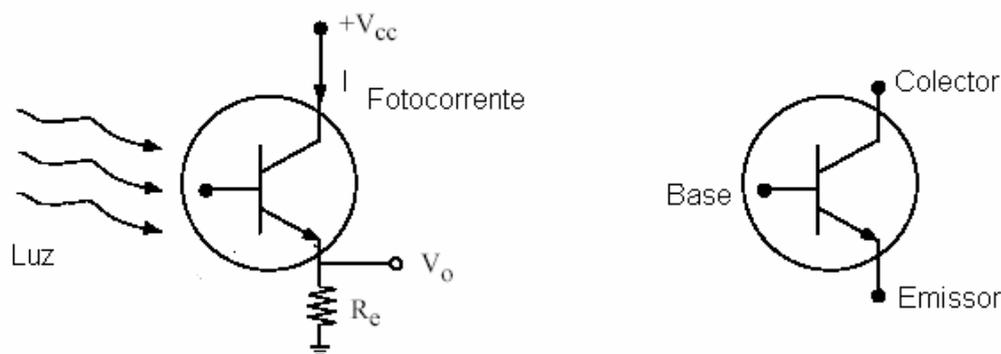


Figura 2.8. Representação esquemática de um fototransistor.

O processo de fotodeteção é não-linear uma vez que a corrente de saída, I , é proporcional à potência de entrada (ou intensidade da luz), P , e consequentemente proporcional ao quadrado da tensão de entrada:

$$I \propto kP \propto V^2 \quad (2.9)$$

onde k é a responsividade do detector. Este parâmetro está relacionado com a capacidade do fototransistor na conversão de energia óptica para energia eléctrica, indicando a sua sensibilidade em A/W (ampéres/watts).

O fototransístor, IF-D92, do kit experimental utilizado responde para uma gama de comprimentos de onda que varia entre os 400 e 1100 nm, com o pico de fotosensibilidade de 870 nm, o que o torna compatível como o LED utilizado. Possui uma responsividade de 100 ?A/?W e um ganho interno elevado, necessitando apenas de um pequeno estágio de amplificação no circuito receptor. Tal como o LED, este dispositivo possui um invólucro com uma micro-lente e um sistema de bloqueio (Figura 2.7), permitindo um acoplamento óptico eficiente com fibra óptica standard de 1000 ?m.

A fibra óptica plástica, IF-C-E1000, utilizada tem núcleo de polimetil-metacrilato e bainha de polímero. Relativamente ao perfil do índice de refração, é uma fibra step-index; o índice de refração do núcleo tem o valor 1.49. O diâmetro do núcleo é de 980 ?m e o da bainha, 1000 ?m. A abertura numérica da fibra (AN) é 0.5, o que corresponde a um ângulo de aceitação máxima de 60°.

Relativamente a perdas de transmissão, tem uma atenuação máxima de 190 dB/Km. Uma das características mecânicas é permitir um raio de curvatura mínimo de 25 mm com um incremento da atenuação inferior a 0.5 dB.

2.1.3. Circuitos Emissor e Receptor

Nesta secção vamos apresentar os circuitos emissor e receptor desenvolvidos para a dedeira de fibra óptica, a qual consiste num sensor de curvatura. O circuito emissor (Figura 2.9) é constituído simplesmente pelo LED e por uma resistência, R_i , que tem a função de limitar convenientemente a corrente que passa pelo LED. Para alimentação usamos uma pilha comum de 9 volts.

Podemos calcular o valor da corrente que passa pelo LED recorrendo à lei de Ohm ($V=RI$), onde V corresponde à diferença de potencial aos terminais da resistência, R_i no nosso caso. A tensão no terminal positivo (ânodo) do LED é de aproximadamente 1.1 volts e assim $I=V/R=(9-1.1)/2200 \text{ ?} 3.6\text{mA}$. Temos, portanto uma corrente de aproximadamente 3.6mA a fluir através do LED e da resistência. Usámos uma resistência relativamente grande propositadamente para ter uma corrente pequena e, desta forma, a intensidade do LED ser menor. Se a intensidade do LED for muito elevada, implica uma intensidade da

luz transmitida também elevada, pelo que não se verificam alterações no circuito receptor ao curvar a fibra óptica devido à saturação do fotodetector. Por isso, optamos por emitir um sinal mais ténue, e verificámos que desta forma conseguimos detectar variações com a curvatura da fibra.

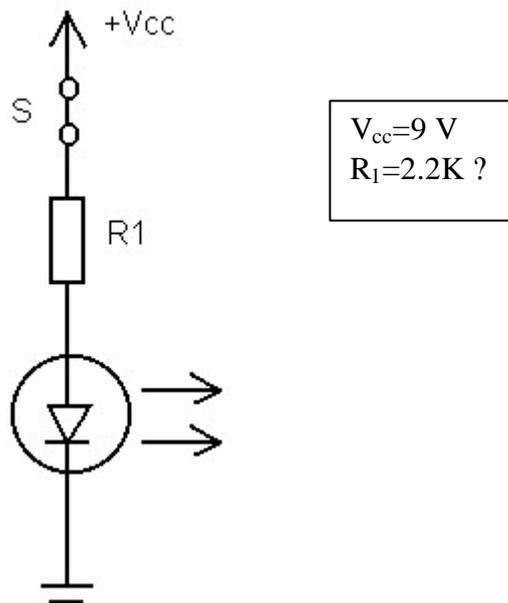


Figura 2.9. Circuito emissor.

Tendo em conta que usamos uma pilha comum de 9 volts, colocámos um interruptor, S, no circuito, para alimenta-lo apenas quando pretendido, minimizando o consumo.

Na Figura 2.10, está representado o esquema do circuito receptor desenvolvido. É um receptor de fibra óptica analógico cujos principais elementos são o fotodetector, um amplificador e um seguidor de tensão.

Para descrever sucintamente o funcionamento deste circuito, considere-se um sinal, em forma de luz, à saída da fibra óptica. Este sinal é o input do fototransistor. Esta corrente passa através da resistência variável, R_2 , a qual produz uma tensão com uma amplitude que depende da posição de R_2 e da quantidade de luz que sai da fibra óptica, permitindo-nos ajustar o valor de tensão pretendido. Este valor de tensão é depois amplificado através de

um amplificador operacional em configuração não-inversora. O último estágio do circuito consiste num seguidor de tensão, utilizado com o objectivo de isolar o sinal de saída.

O condensador C está no circuito com o objectivo de filtrar eventuais flutuações da fonte de alimentação.

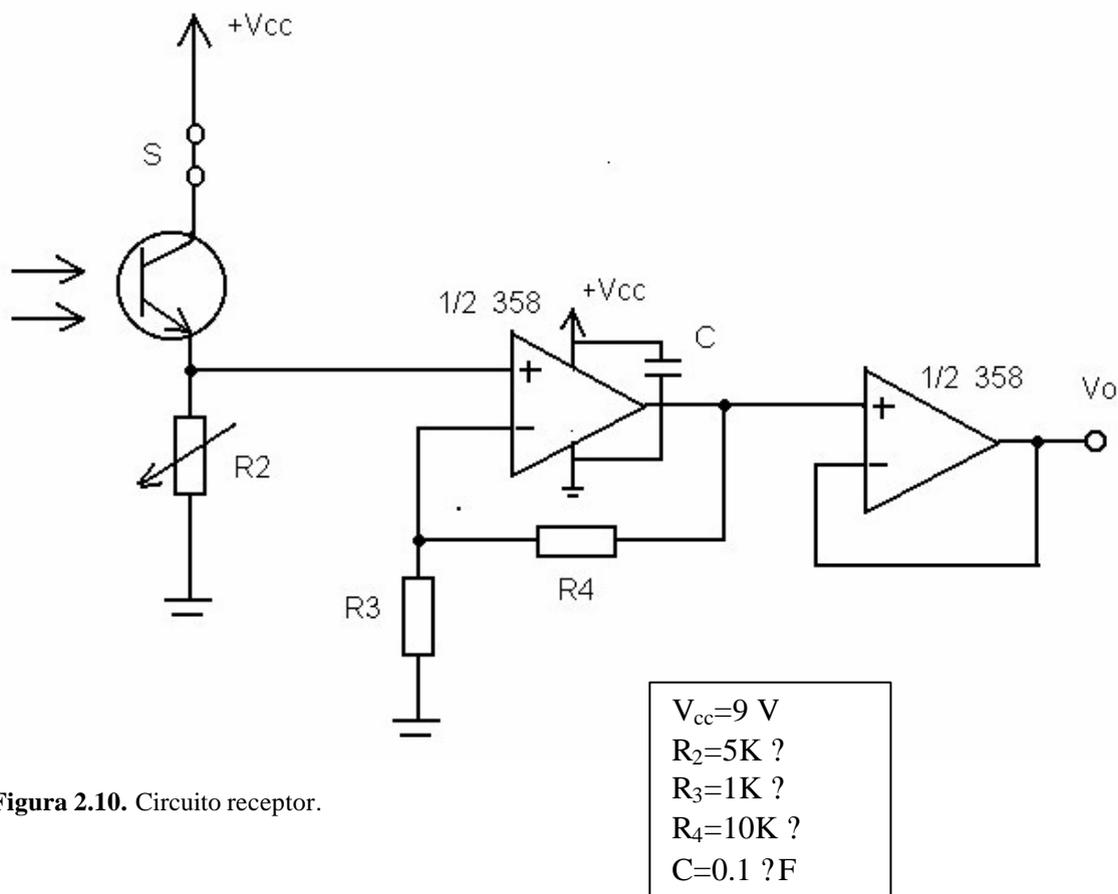


Figura 2.10. Circuito receptor.

Para amplificar o sinal recebido, incluímos um estágio de amplificação. Para isso utilizámos um amplificador operacional LM358. Este circuito integrado contém dois amplificadores operacionais internos independentes, permitindo utilizar dois estágios distintos na mesma componente.

Um amplificador operacional é basicamente um dispositivo amplificador de tensão, caracterizado por um elevado ganho em tensão, impedância de entrada elevada e impedância de saída baixa. É um dispositivo de dois terminais (entrada inversora e entrada não-inversora) com o terminal de saída referenciado à massa. O amp op é um amplificador diferencial, isto é, amplifica a diferença entre as tensões presentes nas suas entradas. Se V_+ e V_- forem as tensões aplicadas às entradas não inversora e inversora respectivamente, e V_o for a tensão de saída, então $V_o = A(V_+ - V_-)$, em que A é o ganho do amplificador, dito em malha aberta. Este ganho é normalmente muito elevado, sendo da ordem de 10^5 ou superior. A tensão máxima de saída é igual ou ligeiramente inferior à tensão de alimentação, por exemplo, ≈ 15 V, o que significa que em malha aberta, uma diferença de tensão da ordem de 100 μ V entre as duas entradas é suficiente para elevar a saída a este valor, saturando o amplificador. Um amplificador com estas características não tem normalmente qualquer tipo de utilidade, uma vez que sinais de baixa amplitude são difíceis de tratar devido à presença de ruído e porque normalmente não são necessários ganhos tão elevados. No entanto, estes factores podem ser controlados inserindo o amplificador operacional numa malha de realimentação.

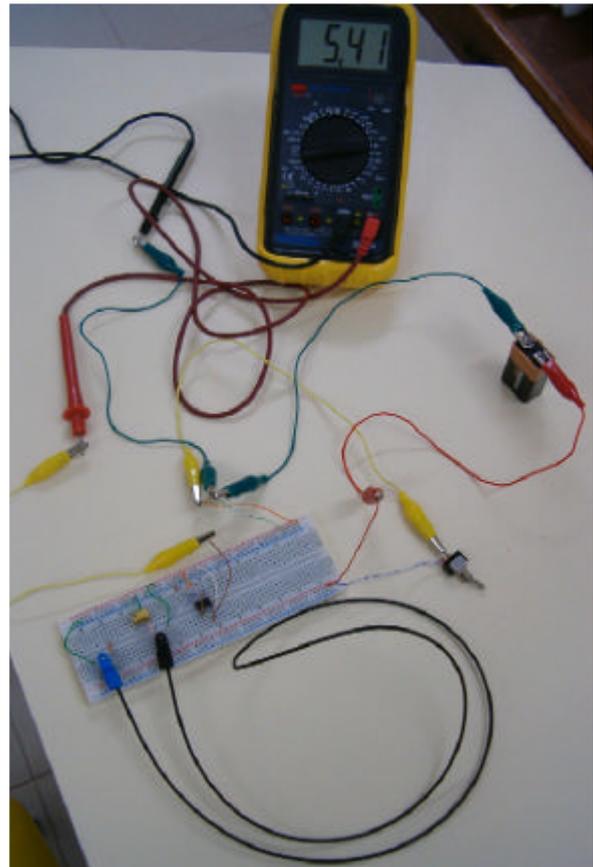


Figura 2.11. Montagem experimental .

A análise de circuitos com amplificadores operacionais é habitualmente efectuada, pelo menos em primeira aproximação, considerando o amplificador operacional como ideal, cujas principais características são: impedância de entrada infinita ($R_i = \infty$), impedância de saída nula ($R_o = 0$), ganho de tensão infinito ($A_v = \infty$) e tensão de saída nula quando $V_+ = V_-$, independentemente do valor de V_i .

Como foi referido, o amp op em malha aberta é de pouca ou nenhuma utilidade, sendo normalmente utilizado inserido numa malha de realimentação. No caso do nosso circuito, utilizamos o amplificador com configuração não-inversora (Figura 2.12).

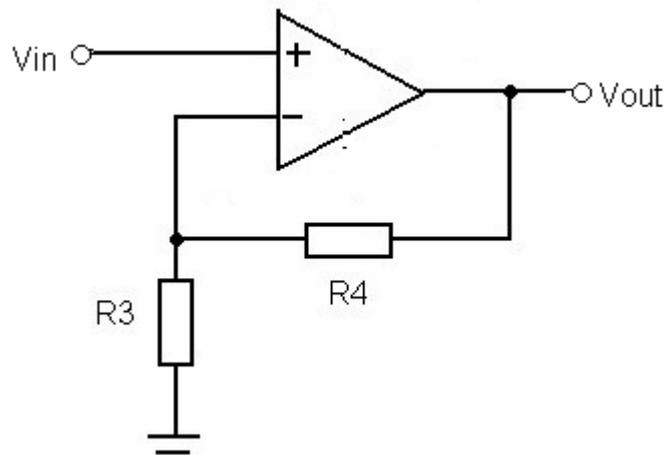


Figura 2.12 Configuração não-inversora.

Considere-se o circuito da Figura 2.12, a qual corresponde ao estágio de amplificação do nosso circuito receptor. A malha de realimentação é constituída pela série de resistências R_3 e R_4 . A tensão de entrada não-inversora V_+ tem que ser igual à tensão na entrada inversora V_- , caso contrário o amplificador saturaria rapidamente. Isto mesmo é assegurado pela malha de realimentação. Assim:

$$V_{in} = V_+ = V_- = V_{R_3} \quad (2.10)$$

onde V_{R_3} é a tensão aos terminais da resistência R_3 .

Como a impedância de entrada do amp op (ideal) é infinita, a corrente que entra na entrada inversora é nula e pode dizer-se que:

$$V_{R_3} = V_{out} \frac{R_3}{R_3 + R_4} \quad (2.11)$$

Igualando as expressões (2.10) e (2.11), e resolvendo em ordem ao ganho, A, obtemos:

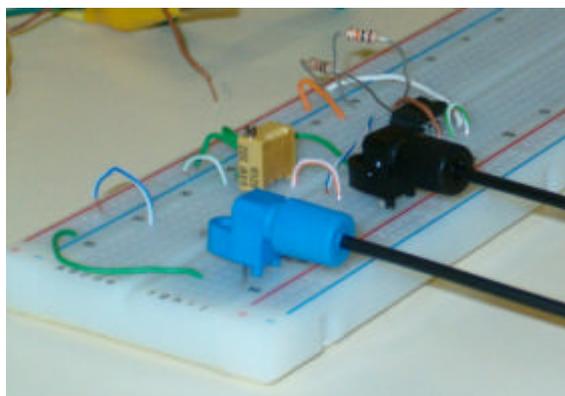
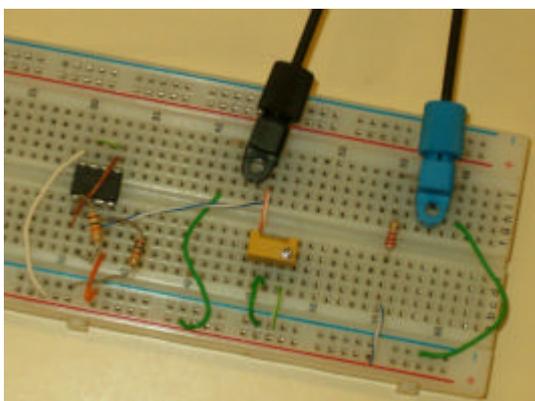
$$A = \frac{V_{out}}{V_{in}} = 1 + \frac{R_4}{R_3} \quad (2.12)$$

As tensões de entrada (V_{in}) e de saída (V_{out}) estão referenciadas à terra. Estas tensões estão em fase, sendo o ganho determinado pela escolha de R_3 e R_4 .

Tendo em conta a amplificação inerente ao próprio fototransistor, e pela medida do valor da tensão no emissor do fototransistor, construímos um estágio de pequena amplificação. Como $R_3=1K$ e $R_4=10K$, pela expressão (2.12) temos um amplificador com ganho (ideal) $A=11$. Na prática, verificámos ter um ganho de ≈ 11.4 .

Finalmente, colocámos um seguidor de tensão no circuito, utilizando o segundo amplificador operacional do circuito integrado LM359. O seguidor de tensão, com ganho ideal unitário, dá simplesmente $V_{out}=V_{in}$, mas é útil devido à elevada impedância de entrada do amplificador operacional, o que nos permite um bom isolamento do sinal.

Nas Figuras 2.13 e 2.14 podemos ver a montagem inicial dos circuitos emissor e receptor ainda na placa experimental.



Figuras 2.13. e 2.14. Montagem inicial dos circuitos emissor e receptor.

Para ligação do circuito ao PC, dispomos de um ADC (conversor analógico-digital) de 8 bits que permite a aquisição de valores de tensão até 5 volts. Por isso, regulámos a tensão no terminal emissor do fototransistor, com o auxílio do potenciómetro R_2 , de forma a obter um sinal máximo de 5 volts na saída do nosso circuito, correspondente à fibra em posição estendida.

É de referir que o tipo de fibra utilizada é fabricada de forma a ter o menor número de perdas possível, sendo a sua principal aplicação as comunicações ópticas. Assim sendo, como estamos a falar de um sistema óptico de curta distância, verificámos que não era possível registar curvaturas muito pequenas equivalentes a movimentos ténues do dedo, pois a atenuação é muito baixa, sendo desprezável para esta aplicação. Só conseguíamos variações para curvaturas muito acentuadas, o que não é viável para os utilizadores alvo deste equipamento. Contornámos este problema, fazendo duas pequenas incisões na superfície da fibra óptica. Ao manter a fibra estendida, toda a luz emitida pelo LED chega ao fototransístor; ao dobrá-la progressivamente uma quantidade cada vez maior de luz irá escapar devido ao alargamento cada vez maior dos cortes. Desta forma podem detectar-se variações significativas na luz que chega ao detector. Futuramente pretendemos contornar este problema através da utilização de outro tipo de fibra óptica, especificamente tratada para este efeito.

2.1.4. Apresentação do Equipamento

Desenvolvido e testado o circuito, cortámos um pedaço de fibra óptica de comprimento adequado, para o qual regulámos o nosso circuito. Fizemos a respectiva placa de circuito impresso, a qual ficou devidamente acondicionada em caixa própria. Adaptámos o LED e o fototransístor (que têm encapsulamentos protectores) a cabos de duas vias e costurámos uma dedeira em tecido extensível, ao longo da qual cosemos a fibra óptica (Figura 2.15).

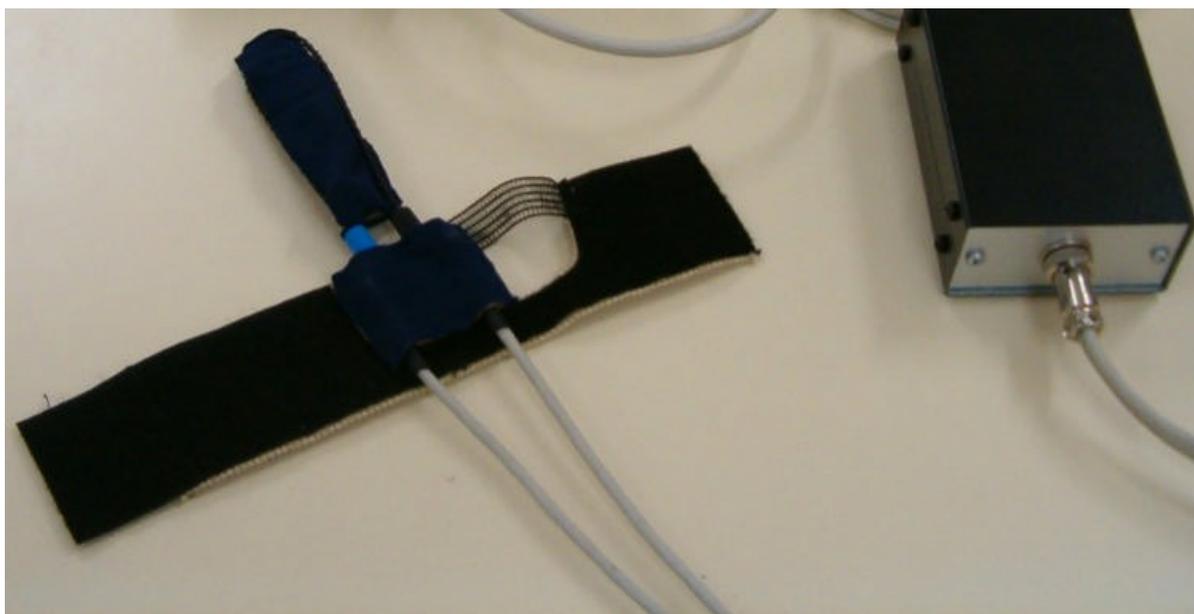


Figura 2.15. Dedeira de fibra óptica.

Para adaptar a dedeira à mão, costurámos uma cinta que, com o auxílio de velcro (ver Figuras 2.16 e 2.17), permite colocar a dedeira em qualquer posição, de forma a trabalhar qualquer um dos dedos de qualquer das mãos.



Figuras 2.16 e 2.17. Adaptação da dedeira à mão.

Com este sistema conseguimos uma boa versatilidade e facilidade de utilização, sendo possível dispor de um kit de dedeiras de diferentes tamanhos, para cobrir todas as necessidades. No capítulo seguinte será apresentado o método de trabalho utilizado com este equipamento e serão mostrados alguns resultados preliminares obtidos.

2.2. Sensor de Força

Como foi inicialmente referido, para além da medida da amplitude de movimento do dedo, é também necessária uma medida da sua força. Por isso, desenvolvemos um sensor de força versátil, possível de ser adaptado a um dedo qualquer de qualquer utilizador.

2.2.1. Sensor Piezoresistivo

O nosso equipamento para medida da força baseia-se na utilização de um sensor comercial (FSG15N1A da Honeywell) de pequenas dimensões (12mm x 8mm x 9mm), o qual possui uma pequena superfície circular onde se aplica a força. Este sensor (Figura 2.18) é do tipo piezoresistivo de silicone, material cuja resistência eléctrica varia com as forças mecânicas que lhe são aplicadas.

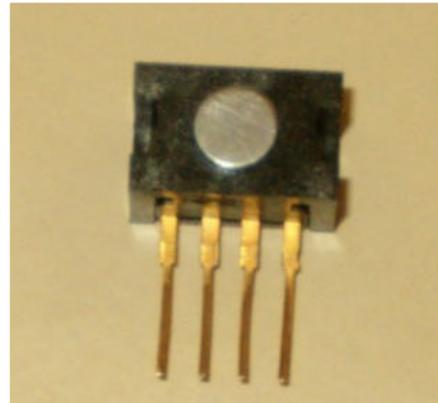


Figura 2.18. FSG15N1A da Honeywell

Neste tipo de sensores, são implantadas piezoresistências num meio de silicone cristalino homogéneo. O silicone é um material ideal para receber a aplicação de uma força, pois é um cristal perfeito que não fica permanentemente deformado, voltando à sua forma inicial quando a força é retirada. Basicamente, o sensor consiste em quatro piezoresistências implantadas na superfície de um diafragma fino e circular de silicone. A aplicação de uma força obriga o diafragma a flectir, induzindo uma deformação nas resistências. O valor das resistências varia com a deformação e assim, a uma variação da força aplicada (input mecânico) corresponde uma variação da resistência (output eléctrico).

As resistências deste sensor estão dispostas numa ponte de Wheatstone (Figura 2.19), a qual converte a variação da resistência num valor de tensão. Estas resistências igualmente posicionadas formam ramos opostos da ponte de tal forma que, com a aplicação de uma força, os nodos de saída, V_1 e V_2 , desviam-se do seu valor de tensão de força nula.

R_+ e R_- representam os valores das resistências para uma dada força aplicada. R_0 corresponde ao valor da resistência quando o diafragma não está deformado (isto é, a força é nula), todas as resistências tendo aproximadamente o mesmo valor. Portanto, ΔR

representa a variação na resistência devido à aplicação da força. As quatro resistências sofrerão aproximadamente a mesma variação. Note-se que duas resistências aumentam e duas diminuem, dependendo da sua orientação em relação à direcção cristalina do silicóne.

O sinal de tensão gerado pela ponte é proporcional à tensão de alimentação (V_{cc}), bem como à intensidade da força aplicada, a qual induz a variação de resistência ΔR . O diferencial da tensão de saída ($\Delta V = V_1 - V_2$) de uma ponte em equilíbrio, assumindo variações idênticas (mas opostas em sinal) de resistência, ΔR , em resposta a um diferencial de força, ΔF , é dado por:

$$\Delta V \approx \frac{\Delta R}{R} V_{cc} \quad (2.13)$$

onde R é a resistência de força nula e V_{cc} a alimentação da ponte. A sensibilidade da força (S) é definida como a variação relativa da tensão de saída por unidade do diferencial de força aplicado:

$$S \approx \frac{\Delta V}{\Delta F} \approx \frac{1}{V_{cc}} \approx \frac{\Delta R}{\Delta F} \approx \frac{1}{R} \quad (2.14)$$

Aqui surge uma vantagem importante da configuração em ponte de Wheatstone: a tensão de saída é independente do valor absoluto das resistências, sendo determinada pela variação relativa da resistência e da tensão da ponte.

Numa situação ideal, a resistência total da ponte é independente da força, uma vez que as variações das resistências se cancelam. Além disso, o diferencial de saída não é influenciado pela temperatura. Um aumento desta aumenta a resistência de todas as piezoresistências igualmente, de tal forma que a saída da ponte permanece nula.

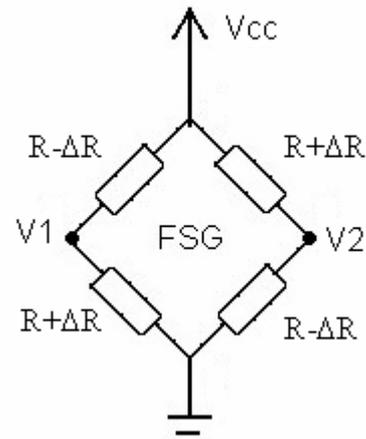


Figura 2.19. Ponte de Wheatstone.

Na Figura 2.20, podemos ver a correspondência entre os pinos do sensor FSG15N1A e os nodos da ponte de Wheatstone.

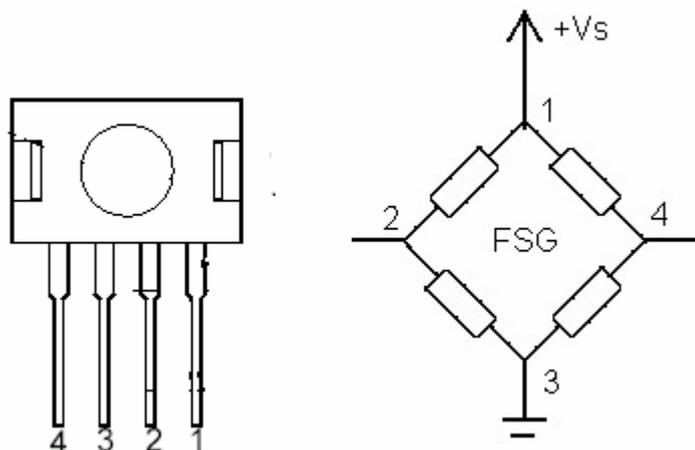


Figura 2.20. Correspondência entre os pinos do sensor e os nodos da ponte.

A tensão de alimentação, V_s , aplicada no pino 1, não deve ser superior a 12 volts e a corrente não deverá exceder 1.6 mA. A saída, como foi referido, deve ser medida como um diferencial de tensão entre os pinos 2 e 4 ($V_o = V_2 - V_4$). O pino 3 é ligado à terra.

Este sensor permite obter uma saída estável, da ordem dos mV, para uma força até 1500 gramas, verificando-se a sua ruptura para forças superiores a 5500 gramas.

Para amplificar o sinal registado pelo sensor construímos um circuito conhecido por amplificador de instrumentação.

2.2.2. Amplificador de Instrumentação

Na Figura 2.21 podemos ver o amplificador de instrumentação por nós implementado, onde as duas entradas deste correspondem aos valores de saída da ponte (pinos 2 e 4). O circuito é constituído por quatro amplificadores operacionais e dez resistências. R_4 e R_9 são resistências variáveis. O amp op utilizado é o LF353N. Este circuito integrado contém dois amplificadores operacionais internos independentes, permitindo utilizar dois estágios distintos na mesma componente. Portanto, os quatro amplificadores operacionais representados na Figura 2.16, na realidade correspondem a dois circuitos integrados duais.

Este componente permite obter ganhos elevados para correntes baixas e apresenta pouco ruído.

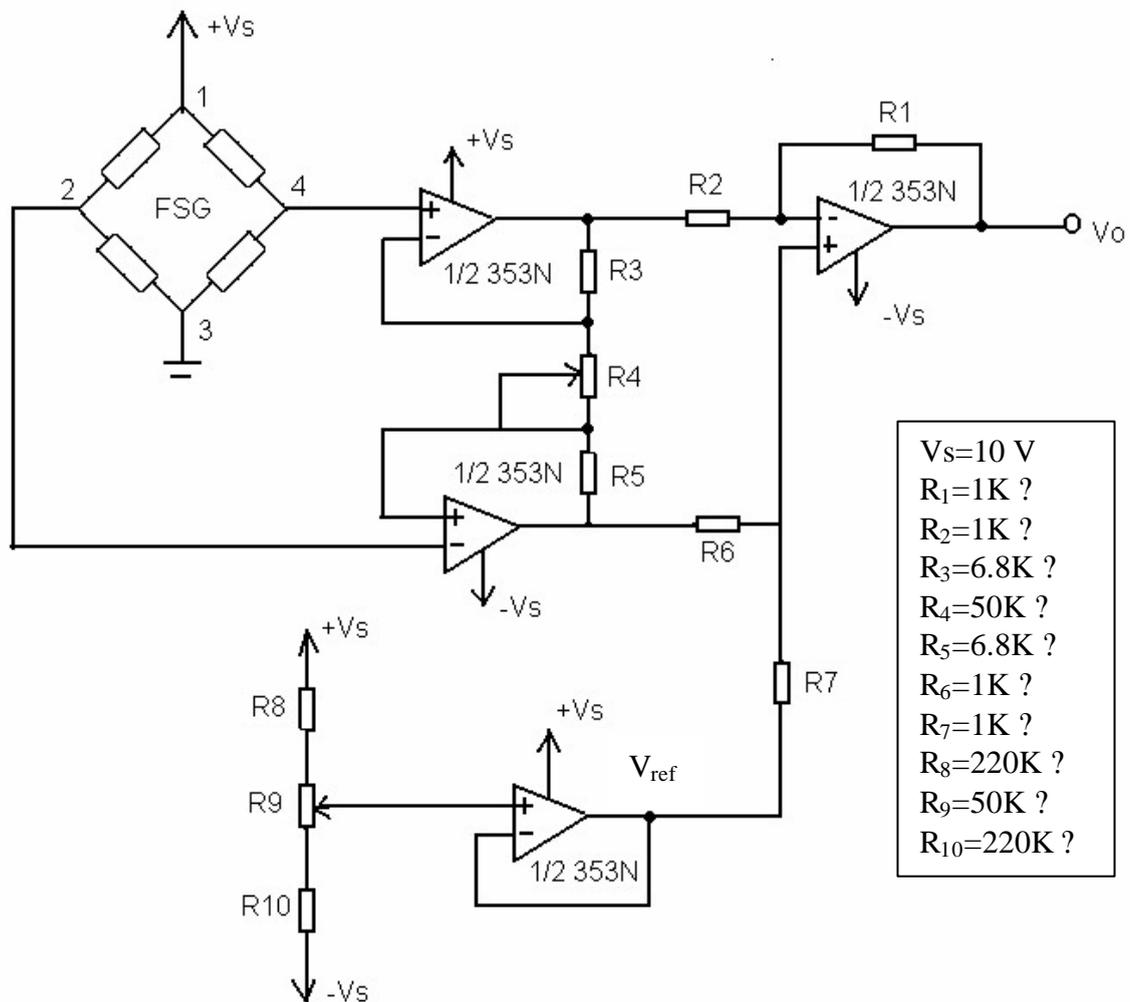


Figura 2.21. Amplificador de Instrumentação.

O ganho da montagem é ajustado pela variação de uma única resistência, R_4 no nosso esquema. Tendo em conta que $R_3=R_5$, a tensão de saída deste circuito é dada por:

$$V_0 = \left(\frac{R_2}{R_1} + 1 \right) \frac{2R_3}{R_4} V_{ref} \quad (2.15)$$

O último estágio, o qual tem um seguidor de tensão e uma resistência variável, R_9 , está no circuito com o objectivo de referenciar a tensão de saída a um potencial V_{ref} . Este estágio é importante para o nosso caso, para poder ajustar o zero da saída correspondente à força nula.

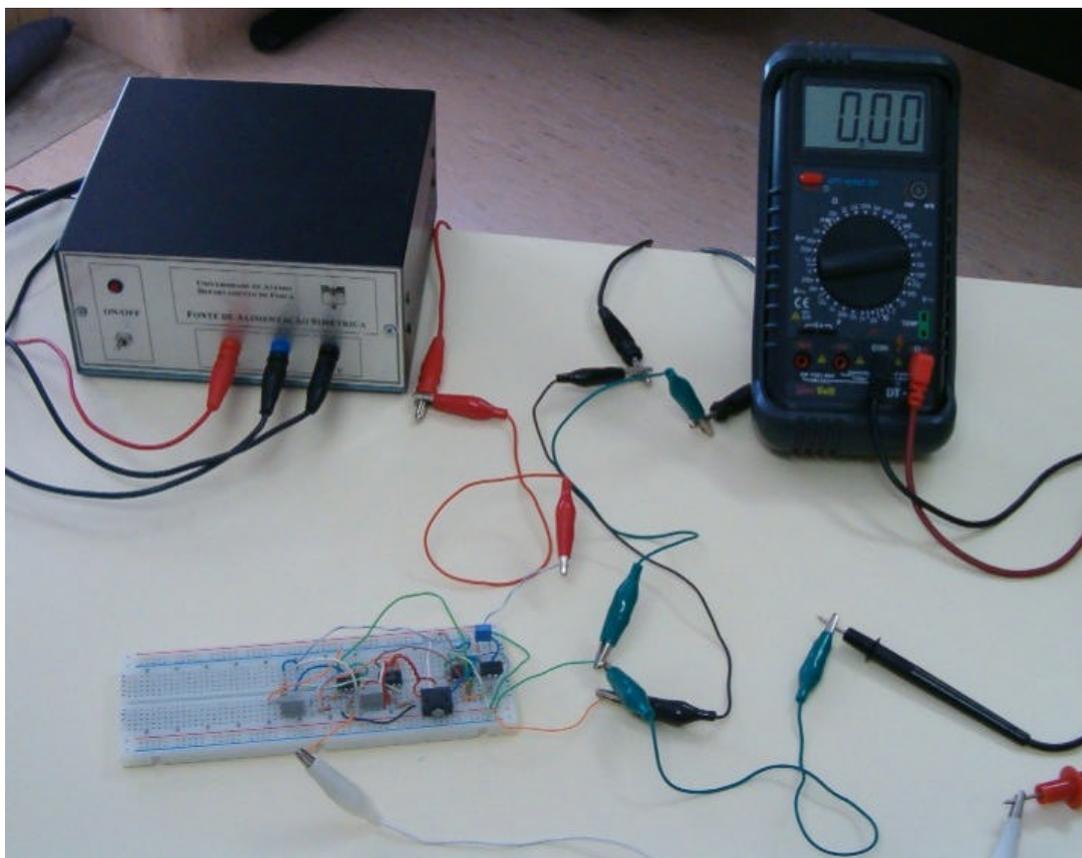


Figura 2.22. Montagem experimental.

Em relação à alimentação do circuito, V_s , tendo em conta que a ponte do sensor opera tipicamente para um valor de 10 volts, utilizámos uma referência de tensão deste valor, REF01. Este componente consiste num circuito integrado de 8 pinos que nos permite obter um valor estável de tensão. Desta forma, conseguimos alimentar a ponte e os amp ops do amplificador de instrumentação de uma forma estável, evitando-se as flutuações inerentes às fontes de alimentação tradicionais. Para obtermos uma alimentação simétrica de ± 10 volts construímos o circuito esquematizado na Figura 2.23.

Para o circuito da referência de tensão utilizámos o amplificador LM358, já utilizado no circuito receptor da fibra óptica, que possui dois amplificadores internos. A alimentação

da referência e do amp op é feita por uma fonte de alimentação simétrica comum de 15 volts.

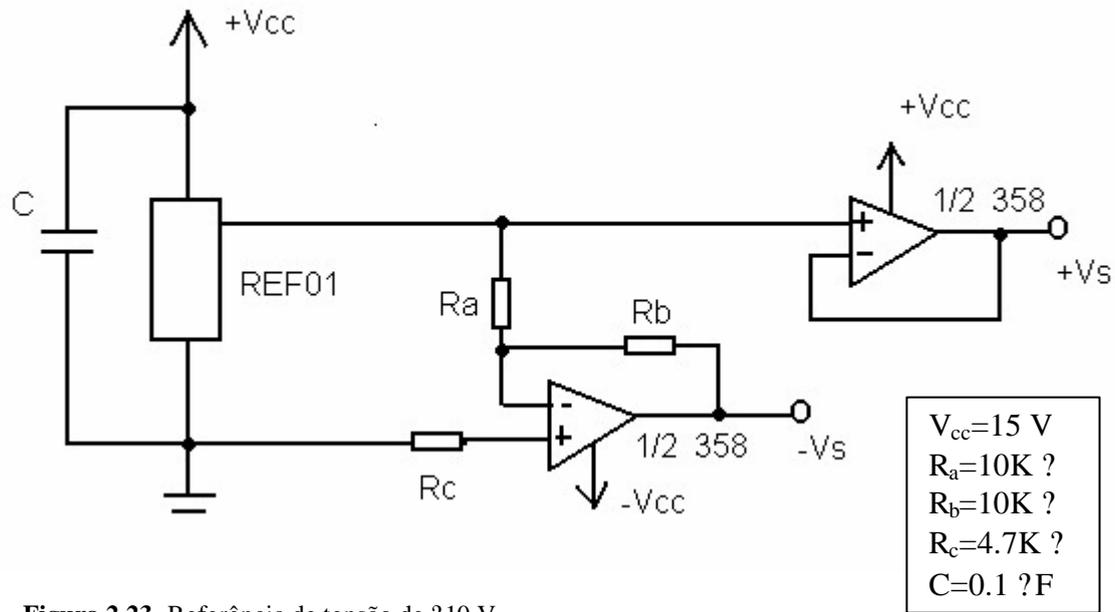


Figura 2.23. Referência de tensão de 10 V.

Na Figura 2.24 é mostrada a montagem do circuito total para o sensor de força, ainda na fase experimental.

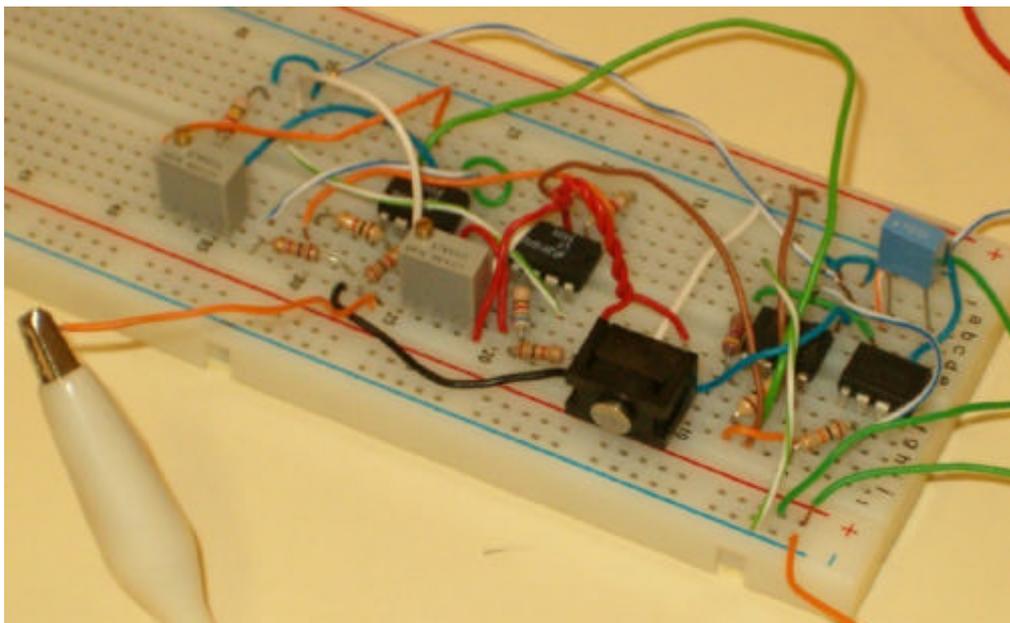


Figura 2.24. Circuito para o sensor de força.

O amplificador de instrumentação apresenta como grande vantagem a facilidade de ajuste do ganho. Tendo em conta que dispomos de um ADC de 8 bits que permite obter um valor máximo de 5 volts e sabendo que o sensor apresenta um comportamento linear no intervalo [0, 1500] gramas, calibrámos o nosso circuito de forma a ter uma saída de 5 volts correspondente a uma força de 1500 gramas. Em trabalhos futuros pretendemos usar ADCs de 12 bits que nos permitirão ter uma maior resolução.

Para analisar a resposta do circuito consoante a força aplicada, ainda na fase experimental registámos o valor da tensão obtida para diferentes valores da força aplicada. Na Figura 2.25 podemos ver a curva obtida.

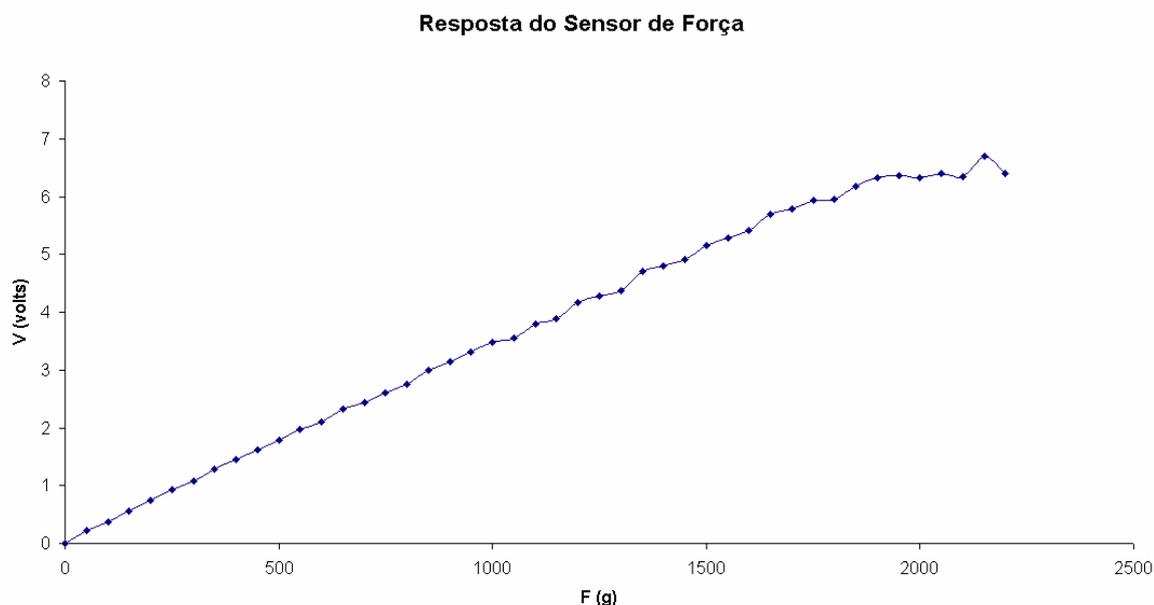


Figura 2.25. Resposta do sensor de força para diferentes valores da força aplicada.

De facto, tal como referenciado pelo fabricante, este sensor apresenta um comportamento satisfatoriamente linear até um valor de aproximadamente 1500 gramas, começando a mostrar um comportamento irregular para valores superiores. No entanto, tendo em conta o objectivo de aplicação deste sensor de força, isto é, a medida da força de um dedo individualmente de pessoas com limitação motora, este intervalo de força é perfeitamente suficiente.

2.2.3. Apresentação do Equipamento

Testado o circuito satisfatoriamente, fizemos a respectiva placa de circuito impresso que ficou devidamente acondicionada em caixa própria. Em termos de ligações à caixa do circuito, temos um cabo de conexão de três vias para a fonte de alimentação simétrica (-15, 0, +15), um cabo coaxial para ligação ao ADC e um terceiro cabo isolado de 4 vias para ligação directa aos 4 pinos do sensor de força, o qual fica na extremidade deste cabo (Figura 2.26).

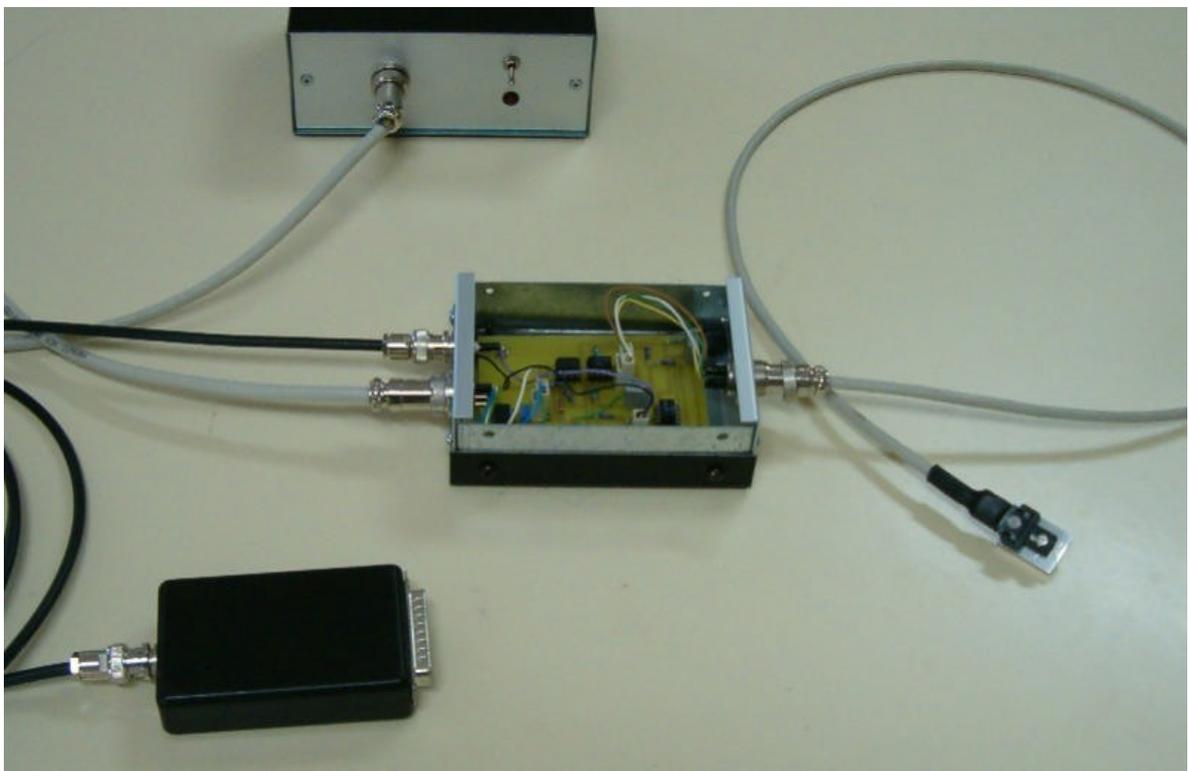


Figura 2.26. Equipamento do sensor de força.

Com este arranjo, o sensor de força fica com versatilidade suficiente para o utilizarmos da forma mais conveniente nas tarefas propostas aos pacientes. No capítulo seguinte, iremos descrever o tipo de exercício realizado com este sensor e o método de utilização. Apresentaremos alguns dos resultados obtidos.

3. Métodos e Resultados

Neste capítulo vamos descrever as tarefas propostas e o método de trabalho utilizado com os instrumentos desenvolvidos. Apresentaremos os registos típicos da execução dos testes e alguns resultados preliminares obtidos com pacientes tetraplégicos.

3.1. Dedeira de Fibra Óptica

A dedeira de fibra óptica apresenta uma grande facilidade de adaptação a qualquer um dos dedos, pois com o auxílio de uma cinta de velcro colocada na mão é possível alterar a posição do sensor consoante as necessidades (Figuras 3.1 e 3.2). Além disso, tendo em conta que é necessário utilizar talas estabilizadoras nos pacientes tetraplégicos, este método revelou ser muito funcional.



Figuras 3.1. e 3.2. Dedeira colocada no indicador e no polegar.

Para garantir que os testes são sempre realizados nas mesmas condições, estabelecemos uma distância entre a extremidade superior da tala estabilizadora e a articulação interfalângica proximal do dedo médio.

O software desenvolvido em LABVIEW lê a informação do ADC através da porta da impressora e converte-a num valor entre 0 e 10, 0 correspondendo ao valor máximo de extensão e 10 correspondendo ao valor máximo de flexão do dedo. Este programa executa 10 leituras por segundo o que nos permite obter séries temporais suficientemente grandes para análise posterior.

Utilizando como base o programa de leitura da dedeira, desenvolvemos um exercício que consiste em seguir um alvo visível no écran de um computador através do movimento de extensão/flexão do dedo seleccionado. Trata-se do mesmo tipo de tarefa proposta para o caso das luvas de fibra óptica, mas com alguns pormenores novos.

Na Figura 3.3 podemos ver o painel de trabalho do programa. Relembrando a tarefa, através do controlo do cursor verde, o utilizador segue o cursor alvo vermelho que executa um movimento periódico, $X(t)=A\cos(\omega t)+5$, entre duas posições bem definidas. X é a posição do cursor no écran no instante t , A é a amplitude do movimento e ω é a frequência angular ($\omega = 2\pi f$). Típicamente, X varia entre 0 e 10.

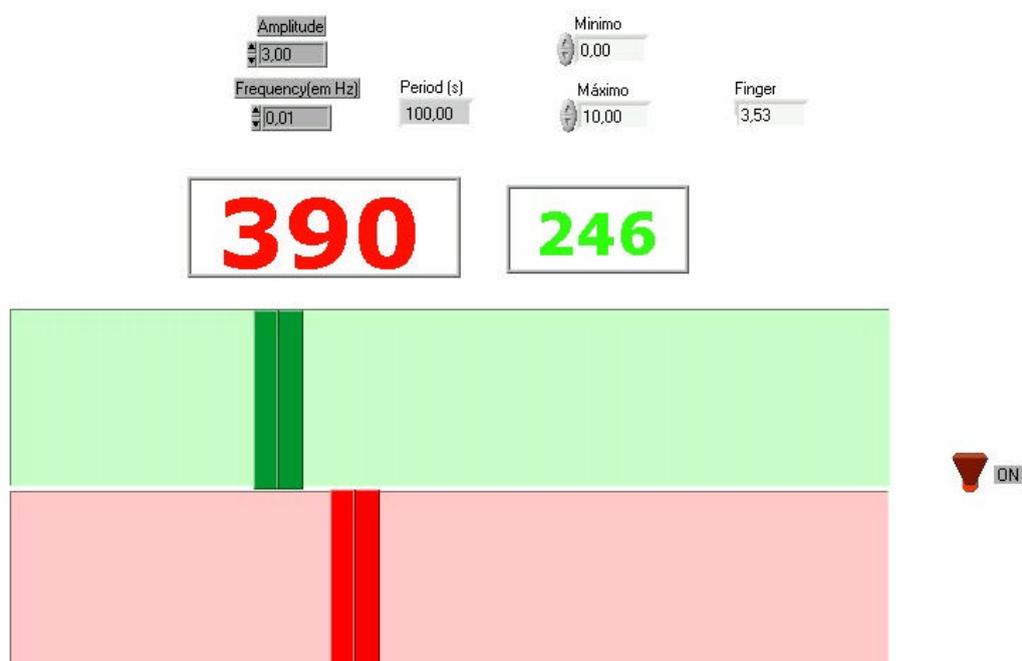


Figura 3.3. Painel de trabalho.

Quando o cursor vermelho se desloca para a esquerda o paciente tem de recorrer à extensão do dedo; quando o cursor se desloca para a direita, o paciente tem de usar o

movimento de flexão. O valor que provém da dedeira, Y, é ajustado de forma a variar entre 0 (extensão máxima) e 10 (flexão máxima). As posições entre as quais o cursor alvo se desloca podem ser ajustadas a cada caso, variando a amplitude do movimento periódico. A frequência também é ajustável.

Este exercício mostra uma pontuação que tem o objectivo de motivar o paciente ao longo da execução da tarefa. Esta pontuação é calculada pela proximidade entre o cursor do paciente e o cursor alvo, tendo em conta a média dos desvios em cada instante. É atribuída, em cada ciclo do movimento periódico, uma pontuação que varia entre 0 e 1000; quanto menor for este valor, maior é o sucesso do paciente na execução da tarefa. No écran (Figura 3.4) são mostrados dois valores: o da esquerda (vermelho) mostra a pontuação actualizada no fim de cada período e o da direita (verde) regista a melhor pontuação ao longo de todo o exercício. Por exemplo, para o caso da Figura 3.3, a pontuação obtida no ciclo anterior foi 390; no entanto, o

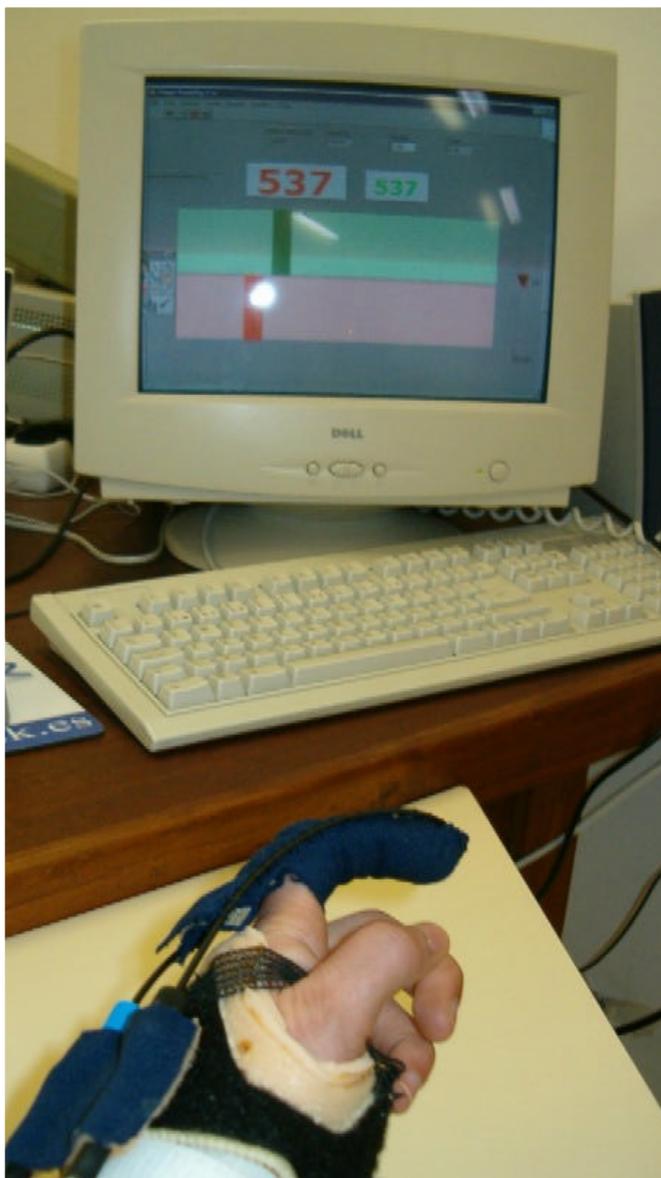


Figura 3.4. Execução do exercício.

melhor resultado obtido até esse instante foi 246. Já no caso da Figura 3.4, o paciente obteve o seu melhor resultado (537) no período anterior. Este tipo de motivação é muito importante, pois o paciente entra numa espécie de competição consigo próprio e tenta sempre superar-se pela obtenção de melhores resultados (biofeedback). Além disso, a execução da tarefa torna-se muito mais agradável.

No final de cada sessão armazenamos a série temporal e assim poderemos analisar a evolução do paciente ao longo do tempo e avaliá-lo durante o seu programa de reabilitação. Iniciámos o trabalho com a dedeira de fibra óptica há relativamente pouco tempo e neste momento estamos numa fase preliminar de utilização da mesma em ambiente hospitalar. Na Figura 3.5 podemos ver o tipo de gráfico que se obtém com a dedeira de fibra óptica.

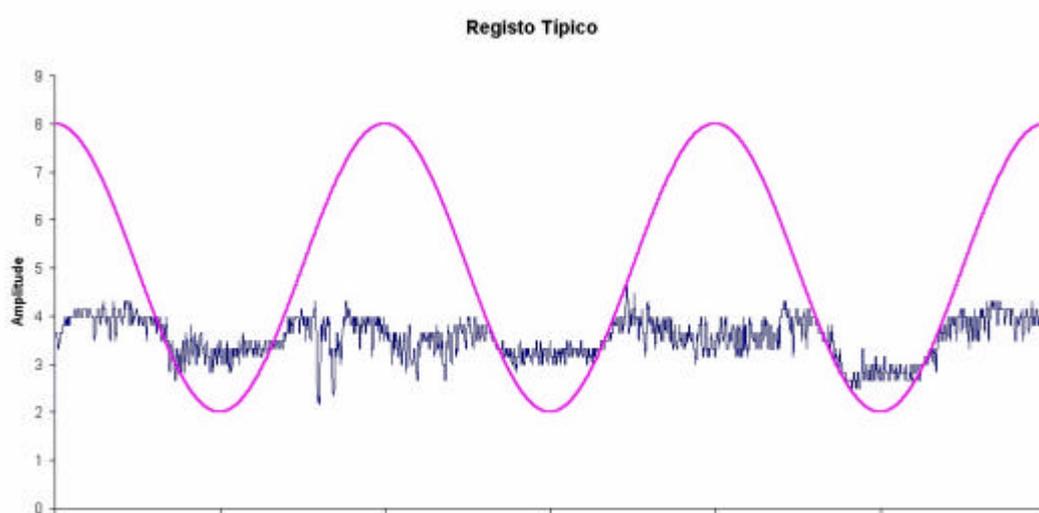


Figura 3.5. Registo típico obtido com a dedeira de fibra óptica.

Os gráficos representam a amplitude de movimento (de 0 a 10) em função do tempo (em segundos). A linha cor-de-rosa corresponde ao movimento sinusoidal do cursor alvo; a linha azul mostra-nos o movimento realizado pelo dedo do paciente.

Este equipamento está a revelar grandes potencialidades, pois alia todas as características que pretendíamos obter. É um instrumento versátil que para além de poder ser utilizado como ferramenta de monitorização, proporciona uma interacção com o paciente, permitindo-lhe a execução de exercícios terapêuticos.

Em termos de aperfeiçoamento do equipamento, em primeira análise este poderá ser melhorado em alguns aspectos. Podemos desde já sugerir a utilização de fibra óptica concebida especificamente para ter perdas consideráveis mediante a sua curvatura e a utilização de um ADC de maior resolução. Estes dois factores aliados aumentarão a sensibilidade da dedeira, permitindo-nos obter dados mais precisos. Pretendemos proceder a estas alterações num futuro próximo.

3.2. Sensor de Força

Foi necessário encontrar uma forma funcional de utilização do sensor de força. Começámos por fixá-lo num pequeno suporte (Figura 3.6) com o auxílio de uma peça acessória adaptável a este sensor e um parafuso.

Seguidamente teve de pensar-se numa forma eficaz de utilizar o sensor para qualquer dedo de qualquer utilizador. Assim, foi preciso desenvolver um suporte de mão versátil que reunisse as seguintes características: permitir um correcto posicionamento e estabilização do braço, ser independente do tamanho da mão, permitir trabalhar qualquer dedo e permitir variar a posição do sensor consoante o comprimento do dedo a trabalhar.

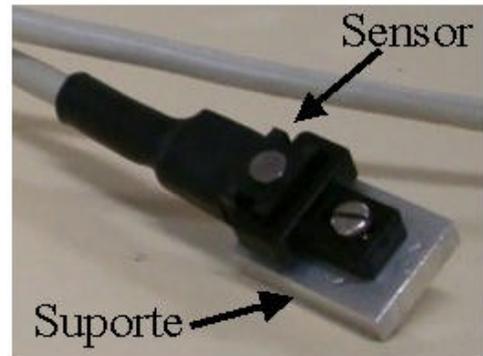
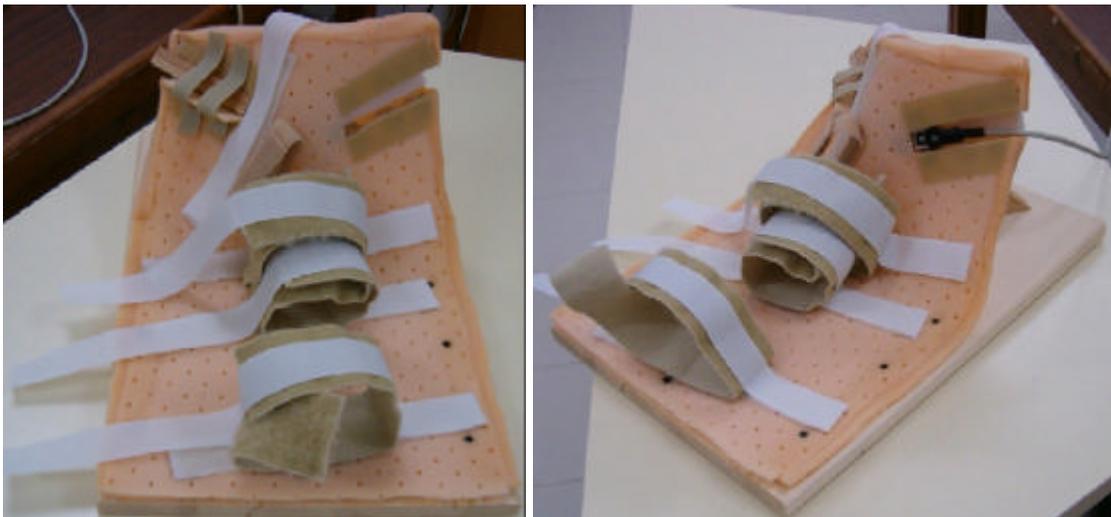


Figura 3.6. Sensor fixo num pequeno suporte.

Construímos um suporte com estrutura em polímero termomoldável fixa numa base de madeira (Figuras 3.7 e 3.8). Este material é muito prático pois é maleável quando aquecido em água, o que nos permitiu moldar o suporte segundo as nossas pretensões. Construímos um suporte para a mão esquerda e outro para a direita.



Figuras 3.7. e 3.8. Suporte da mão esquerdo sem e com sensor.

O suporte tem umas calhas cortadas no material com uma profundidade correspondente à altura do sensor. O sensor é colocado nestas calhas (Figura 3.9). Desta forma, a superfície de aplicação da força no sensor fica ao mesmo nível do apoio da mão (Figuras 3.10 e 3.11).



Figura 3.9. Sensor colocado na calha.

Há uma calha em cada lado do suporte: uma para trabalhar o polegar e a outra para os outros quatro dedos. Esta calha é suficientemente comprida para abranger todos os comprimentos de dedo. O sensor é fixado dentro da calha com o auxílio de velcro.



Figuras 3.10. e 3.11. Posicionamento do dedo sobre o sensor.

Em relação ao posicionamento da mão, esta é colocada no suporte de forma que o dedo pretendido fique sobre a calha. Caso seja necessário, podem colocar-se umas compensações debaixo do punho para permitir a elevação da mão. Seguidamente coloca-se o sensor na calha de forma que a face palmar da falange distal do dedo fique posicionado sobre a superfície de aplicação da força. O braço é estabilizado com o recurso a braçadeiras de velcro, para garantir que a força é exercida apenas pelo dedo em estudo (Figura 3.11).

O software desenvolvido em LABVIEW lê a informação do ADC através da porta da impressora e converte-a num valor entre 0 e 10, 0 correspondendo ao valor de força nula e

10 correspondendo ao valor máximo de força lida pelo sensor de força. O programa executa 10 leituras por segundo. Utilizando como base este algoritmo, desenvolvemos uma tarefa que consiste em fazer subir uma barra horizontal, visível no écran de um computador, proporcionalmente à força exercida pelo dedo seleccionado.

No écran do computador (Figura 3.12) o utilizador vê uma zona vertical cor-de-rosa, na qual o extremo inferior corresponde a 0 e o superior a 1500 gramas de força (intervalo que abrange toda a zona linear do sensor). Sobreposta a esta zona temos uma barra horizontal que traduz o valor da força lida pelo sensor em cada instante.

Em relação à tarefa utilizamos um metrónomo com um período de 10 segundos. Ao ouvir o sinal sonoro, o paciente deverá premir o sensor com a maior força possível e depois relaxar. Escolheu-se um período de 10 segundos porque é um intervalo de tempo que permite que o músculo se restabeleça do esforço exercido. Não queremos que o músculo entre em fadiga, pois pretendemos registar a maior amplitude de força exercida pelo dedo do paciente em condições normais.

Também aqui se aposta no impacto da motivação no desempenho do paciente, pois este anseia por obter cada vez melhores resultados, tentando levar a barra o mais alto possível a cada sinal do metrónomo (biofeedback).

O equipamento e software do sensor de força ficaram concluídos em Agosto de 2004. Iniciámos um trabalho regular com uma paciente tetraplégica neste mesmo mês. A paciente apresenta como quadro clínico uma lesão medular ASIA D, com nível neurológico C5. Um paciente classificado como C5-ASIA D clinicamente apresenta função motora e sensitiva normal até ao dermatómo e metámero correspondentes à raiz de C5 e alterada abaixo desse nível. Em termos de função indica que a paciente tem movimentos activos com força muscular conservada (grau 5 – Classificação MRC –

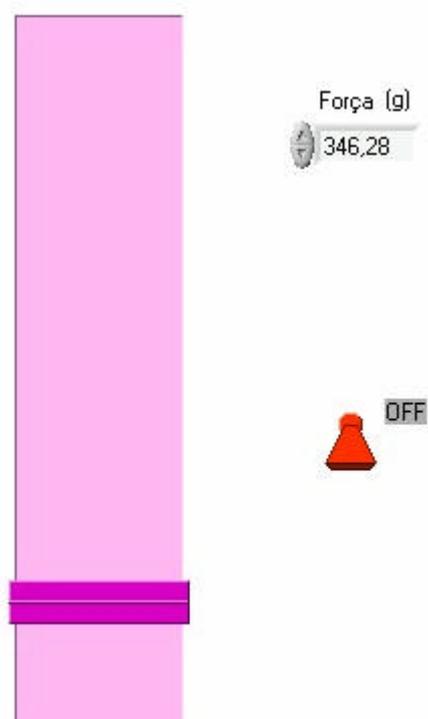


Figura 3.12. Barra de progressão no écran do computador.

Medical Research Council – escala de 0 a 5) a nível do ombro e flexão do cotovelo, sensibilidade e/ou contração voluntária nos segmentos correspondentes às raízes de S4 e S5, e movimentos voluntários em alguns grupos musculares abaixo do nível neurológico, em que mais de 50% dos músculos chave tem força muscular igual ou superior a 3. Neste caso particular, a paciente apresentava um grau 2 de força muscular a nível dos grupos musculares dos membros superiores correspondentes às raízes C6 a D1.

Trabalhámos os dedos polegar, indicador e médio das duas mãos desta paciente, pois são os dedos mais importantes para a execução da pinça, movimento que determina a funcionalidade da mão. Realizámos sessões diárias com exercícios de 200 segundos por dedo, nos quais a paciente deveria realizar a tarefa anteriormente descrita (Figura 3.13). Tendo em conta que o metronomo tem um período de 10 segundos, isto implica que em cada exercício a paciente tinha de pressionar o sensor 20 vezes. Os dados foram armazenados diariamente. Na Figura 3.14 podemos ver o tipo de registo que se obtém de cada exercício. Neste gráfico são bem visíveis os instantes em que o sensor é pressionado, obtendo-se, para cada



Figura 3.13. Execução da tarefa.

sessão, um registo com 20 picos. O valor mínimo da curva não é zero, porque mesmo em repouso o paciente exerce alguma força sobre o sensor, para conseguir manter a posição do dedo.

Trabalhámos com esta paciente até Dezembro de 2004. Para poder avaliar o seu desempenho ao longo do tempo, para cada registo, calculámos a média da amplitude da

força dos 20 picos. Considerando o caso particular do polegar direito, na Figura 3.15 representámos graficamente essas médias ao longo dos meses de trabalho com esta paciente.

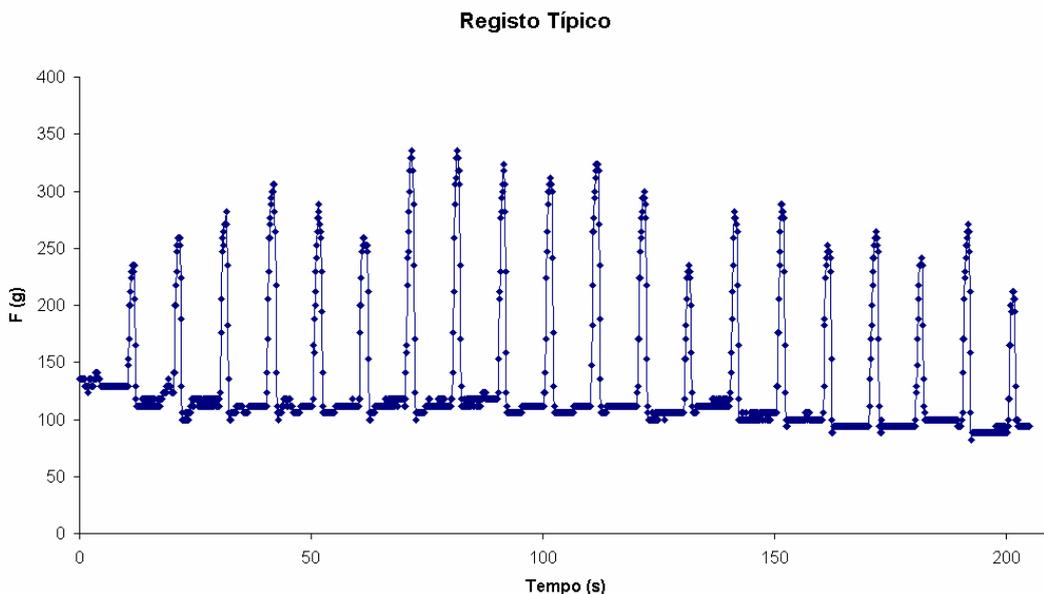


Figura 3.14. Registo típico obtido com o sensor de força.

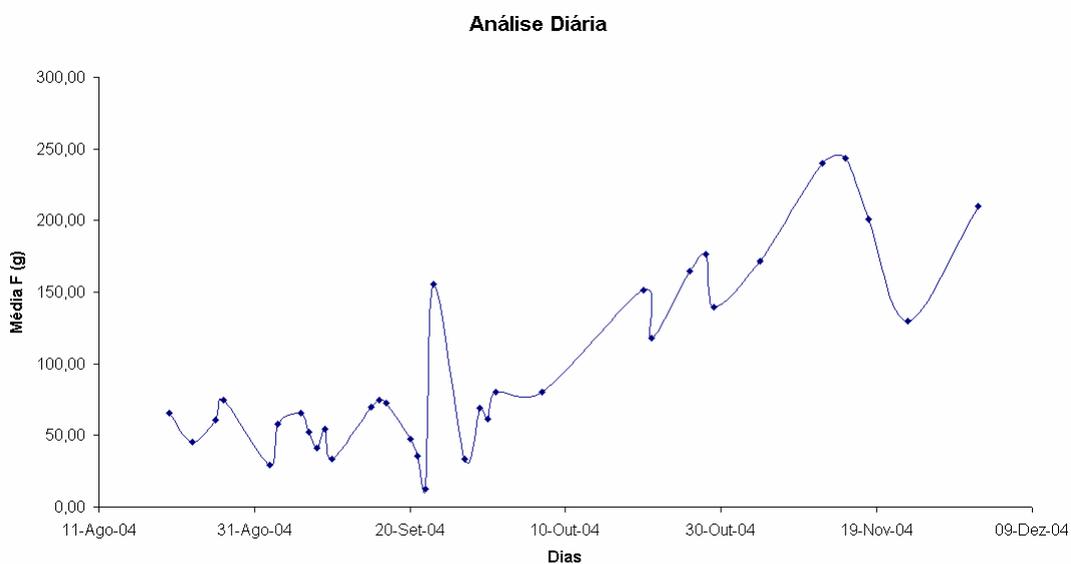


Figura 3.15. Média diária da amplitude da força do polegar direito.

Pela observação do gráfico vemos que temos um comportamento bastante irregular ao longo do tempo, mas com uma tendência positiva. Isto acontece porque a reabilitação

destes pacientes é muito lenta e não podemos avaliar a evolução de dia para dia. Por outro lado, se fizermos a média em escalas de tempo maior, a tendência é mais nítida. Vejamos o caso da média semanal e da média quinzenal (Figuras 3.16 e 3.17).

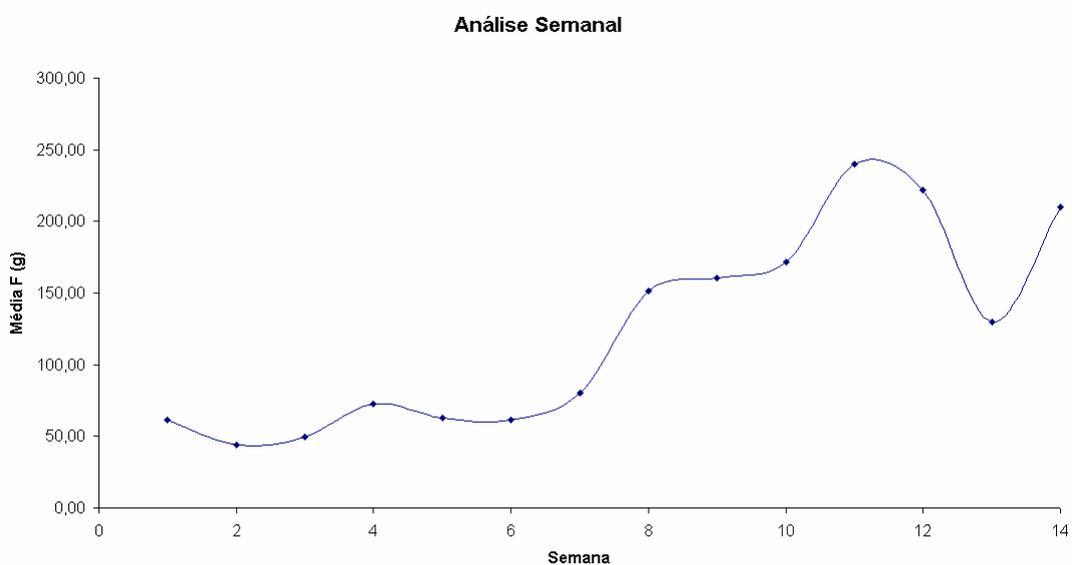


Figura 3.16. Média semanal da amplitude da força do polegar direito.

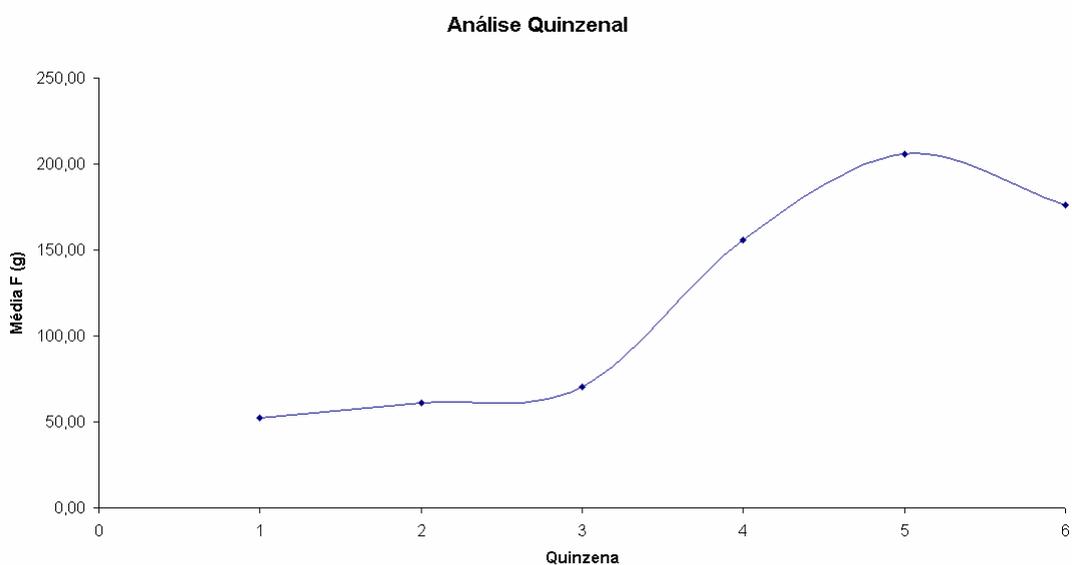


Figura 3.17. Média quinzenal da amplitude da força do polegar direito.

Vê-se que de facto há uma tendência de evolução, apesar de se ter verificado um pequeno declínio nas últimas duas semanas. No entanto, esta evolução fica mais clara ainda se fizermos a análise mensal (Figura 3.18).

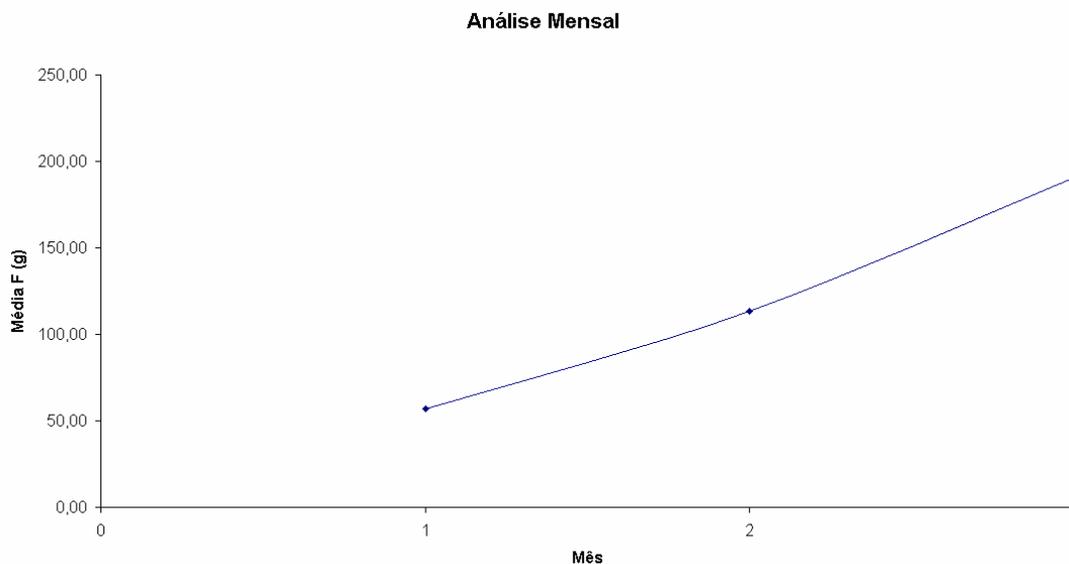


Figura 3.18. Média mensal da amplitude da força do polegar direito.

Esta paciente de facto apresentou uma evolução ao longo do tempo na realização do exercício do sensor de força. Começou por apresentar amplitudes de força da ordem das 50 gramas e conseguiu posteriormente atingir amplitudes médias de 200 gramas. No entanto, é de referir que estes resultados não traduzem uma evolução devida apenas ao trabalho com o sensor de força, mas reflectem o trabalho de todo o programa de reabilitação da paciente durante a sua permanência no Centro de Medicina de Reabilitação da Região Centro-Rovisco Pais.

Este equipamento revelou, e continua a revelar, uma grande utilidade em ambiente hospitalar, pois consiste numa ferramenta de treino muito específico e que permite monitorizar e registar a evolução dos pacientes ao longo do seu programa de reabilitação. Actualmente, este equipamento continua a ser utilizado com outros pacientes.

Em termos de aperfeiçoamento do equipamento, este poderá ser melhorado em dois aspectos: utilizando um ADC de maior resolução para registar dados mais precisos e substituindo a célula de força por outra com uma maior superfície de aplicação da força, que abranja toda a face palmar da falange distal dos dedos, obtendo-se assim dados mais rigorosos.

4. Análise de Expoentes

O trabalho prévio desenvolvido tem procurado desenvolver exercícios que possam medir quantitativamente a progressão do trabalho de reabilitação. A este nível torna-se necessário estabelecer parâmetros de avaliação clínica que possam de alguma forma ser característicos do desempenho motor, o que pode não constituir uma tarefa simples dada a enorme quantidade de variáveis envolvidas. Por outro lado, na execução continuada dos exercícios propostos, ambicionamos detectar sinais úteis na definição de novas estratégias clínicas e que possam posteriormente levar à elaboração de exercícios específicos para cada paciente.

Neste capítulo pretendemos averiguar a possibilidade de extrair informação clinicamente relevante a partir de métodos tradicionalmente não utilizados pelos clínicos, mas comuns no contexto da física estatística. Definiremos expoentes a partir de séries temporais obtidas na execução de uma dada tarefa de controlo motor. Cada vez mais são aplicados modelos fractais a sinais obtidos a partir de sistemas biológicos, o que tem permitido analisar sistemas complexos, muitas vezes caracterizados por apresentarem correlações de longo alcance. Será que a aplicação destes modelos ao controlo motor também é viável? Será possível obter expoentes que nos permitam de alguma forma discernir diferentes estágios motores, levando à caracterização de diferentes situações? Neste capítulo vamos tentar procurar respostas para estas questões. Iremos descrever a aplicação de dois métodos de análise (R/S e DFA), que permitem a extracção de expoentes, a sinais obtidos na realização de uma tarefa de controlo motor e apresentaremos uma discussão dos resultados obtidos.

A primeira secção deste capítulo é dedicada à exposição de conceitos que consideramos fundamentais para a compreensão da temática em questão.

4.1. Conceitos Fundamentais

O desenvolvimento da *geometria fractal*, por Benoit Mandelbrot [20] na década de 70, foi uma fascinante descoberta do século XX. Com os fractais é possível descrever formas naturais em termos de algumas regras simples, atribuindo estrutura a sistemas complexos. Actualmente é difícil encontrar uma área científica que não esteja influenciada pela geometria fractal. Os fractais são objectos matemáticos que possuem uma propriedade de auto-semelhança. Um fenómeno que é auto-semelhante comporta-se da mesma forma quando observado a diferentes níveis de ampliação ou a diferentes escalas numa dimensão. A Natureza está repleta de formas fractais, como por exemplo a folha do feto (Figura 4.1). A pirâmide de Sierpinski (Figura 4.2) é um exemplo artificial de uma forma auto-semelhante. Assim, de uma forma simples podemos definir um *fractal* como sendo um objecto em que as partes têm a mesma estrutura que o todo.



Figura 4.1. Folha do feto.

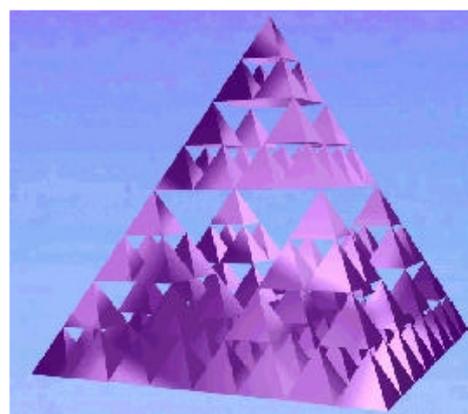


Figura 4.2. Pirâmide de Sierpinski.

As formas fractais podem ser geradas pela iteração sucessiva de uma dada regra. Por exemplo, se considerarmos um triângulo equilátero sólido (Figura 4.3.(a)) e lhe retirarmos um outro mais pequeno, ficamos com três triângulos sólidos mais pequenos e uma zona triangular vazia (Figura 4.3.(b)). Se formos repetindo este processo, ficamos com a estrutura da Figura 4.3.(d), que corresponde ao triângulo de Sierpinski. Este exemplo é o caso de um

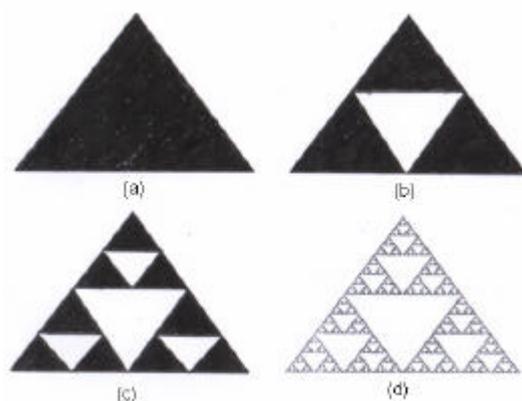


Figura 4.3. Geração do triângulo de Sierpinski.

fractal não-aleatório. Porém, na Natureza não encontramos objectos verdadeiramente simétricos e estes enquadram-se na categoria de fractais aleatórios. No entanto, este exemplo do triângulo é elucidativo para ilustrar algumas das características dos fractais.

Continuando com este exemplo, para introduzir a noção de *dimensão fractal* (dimensão não-inteira), considere-se o pequeno triângulo sólido retirado do centro do triângulo inicial como sendo a nossa unidade. Este tem massa M unitária ($M=1$) e comprimento do lado L unitário ($L=1$). Assim, na Figura 4.3.(b) temos um objecto de massa $M=3$ e $L=2$. Ou seja, a primeira etapa da iteração produz uma figura com uma densidade menor. Se definirmos a densidade como:

$$\rho = \frac{M}{L^2} \quad (4.1)$$

então a densidade diminui de $\rho=1$ para $\rho=3/4$ na primeira etapa. Se continuarmos a iterar, pelo mesmo raciocínio o objecto da Figura 4.3.(c) tem densidade $\rho=(3/4)^2$, e assim sucessivamente até chegarmos ao triângulo de Sierpinski na Figura 4.3.(d), com 81 triângulos pretos e 175 brancos.

Se analisarmos a dependência de ρ com L através da representação gráfica dos seus logaritmos (Figura 4.4), verificamos que: $\rho(L)$ decresce ilimitadamente com L , de tal forma que podemos obter um objecto com a densidade que desejarmos; e $\rho(L)$ decresce com L segundo uma lei de potência.

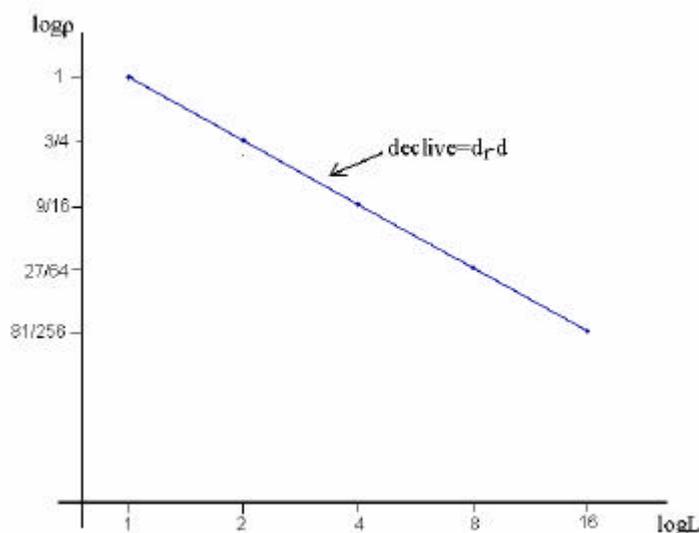


Figura 4.4. Representação $\log(\rho) = f(\log(L))$.

As leis de potência são caracterizadas por terem a forma $y=Ax^\alpha$, tendo como parâmetros a amplitude A e o expoente α . A amplitude depende da definição de M e L, pelo que não é muito informativa quanto aos processos que geraram este comportamento (não é um parâmetro relevante). Por outro lado, o expoente depende do processo, isto é, depende da regra seguida para iterar. Basicamente, regras diferentes podem dar expoentes diferentes. Para o nosso exemplo, $N(L)=L^\alpha$. O expoente é dado pelo declive da recta da Figura 4.4:

$$\alpha = \frac{\log_2 N(L) - \log_2 N(L/2)}{\log_2 L - \log_2 L/2} = \frac{\log_2 3 - \log_2 1}{\log_2 2 - \log_2 1} = 2 \quad (4.2)$$

Note-se que para o caso de um triângulo teríamos $\alpha = -2 = -d$, onde $d=2$ corresponde à dimensão espacial.

Podemos definir a dimensão fractal, d_f , através da equação:

$$M \propto L^{-d_f} \quad (4.3)$$

Se substituirmos (4.3) em (4.1) encontramos:

$$N(L) \propto L^{d_f} \quad (4.4)$$

Comparando (4.2) com (4.4), concluímos que o triângulo de Sierpinski é de facto um objecto fractal com dimensão $d_f = \log(3)/\log(2) = 1.58\dots$

Na Natureza, geralmente não encontramos objectos não aleatórios. Encontramos objectos que, apesar de não serem fractais, quando fazemos uma média estatística de uma determinada propriedade temos uma quantidade que decresce linearmente com a escala de comprimento num gráfico log-log. Estes objectos são chamados de fractais aleatórios.

Um dos fractais aleatórios mais simples que podemos considerar é a trajetória do passeante aleatório (movimento browniano). Consideremos o paradigma da formiga. No instante $t=0$ uma formiga está posicionada num vértice arbitrário de uma rede infinita

unidimensional com unidade constante $x_0=0$, e transporta uma moeda e um metrónomo de período um. A dinâmica da formiga obedece à seguinte regra: ela lança a moeda a cada sinal do metrónomo; se sair cara, a formiga desloca-se para a posição vizinha à direita ($x_{t+1}=1$); se sair coroa, a formiga desloca-se para a posição vizinha à esquerda ($x_{t+1}=-1$).

Uma quantidade a considerar é o valor médio $\langle x \rangle_t$ da posição da formiga após um tempo t . Em geral, o valor médio de qualquer quantidade A é dado por:

$$\langle A \rangle_t = \sum_c A_c P_c \quad (4.5)$$

onde A_c é o valor da quantidade A na configuração c , P_c é a probabilidade da configuração c , e a soma é feita para todas as configurações. Para o caso da formiga, existem duas configurações para o instante $t=1$ com $P_c=1/2$, 4 configurações no instante $t=2$ com $P_c=1/4$ e assim sucessivamente. De uma forma geral, existem 2^t percursos para qualquer instante arbitrário t , cada um com probabilidade $P_c=(1/2)^t$. Por simetria:

$$\langle x \rangle_t = \sum_c x_c P_c = 0 \quad (4.6)$$

para todo o t .

Para sistemas não deterministas, é geralmente suficiente prever a posição do sistema no instante t , $\langle x \rangle_t$. Por outro lado, para sistemas aleatórios a informação contida em $\langle x \rangle_t$ não descreve o sistema extensivamente. Sabemos que à medida que o tempo decorre, a média do quadrado do deslocamento da formiga aumenta monotonamente. A forma explícita deste aumento está contida no desvio quadrático:

$$\langle x^2 \rangle_t = t \quad (4.7)$$

Para demonstrar este resultado, tendo em conta a definição de probabilidade, e considerando que a formiga está em $x+1$ para $t+1$ e em $x-1$ para $t-1$, podemos escrever:

$$\langle x^2 \rangle_t = \sum_x x^2 P(x,t) - \sum_x x^2 P(x,t-1) + \frac{1}{2} \sum_x P(x,t-1) - \frac{1}{2} \sum_x P(x,t)$$

Por manipulação algébrica:

$$\begin{aligned} \langle x^2 \rangle_t &= \sum_x P(x,t) \frac{P(x,t-1)}{2} - \sum_x P(x,t-1) \frac{P(x,t)}{2} \\ &= \sum_x P(x,t) \frac{P(x,t-1)}{2} - \sum_x P(x,t-1) \frac{P(x,t)}{2} \\ &= \sum_x x^2 P(x,t) - \sum_x P(x,t) \end{aligned}$$

Considerando a definição (4.6), podemos escrever:

$$\langle x^2 \rangle_t = \langle x^2 \rangle_{t-1} + \sum_x P(x,t)$$

Tendo em conta que o somatório de $P(x, t-1)$ é 1:

$$\langle x^2 \rangle_t = \langle x^2 \rangle_{t-1} + 1$$

Supondo que a solução é do tipo $x^2_t = at + b$. Obtemos $a=1$ e $b=0$. No entanto, como $x^2_{t=0} = 0$, logo, $b=0$, e concluímos que :

$$\langle x^2 \rangle_t = t \quad \text{c.q.m} \tag{4.7}$$

Informação adicional está contida nos valores médios de potências mais elevadas de x , tais como $\langle x^3 \rangle_t$, $\langle x^4 \rangle_t$, etc... Note-se que, por simetria, $\langle x^k \rangle_t = 0$ para todos os inteiros k ímpares. No entanto, este valor é diferente de zero para inteiros pares. Por exemplo, para o caso de $\langle x^4 \rangle_t$, quantidade conhecida por kurtose, temos:

$$\langle x^4 \rangle_t \approx 3t^2 + 2t + 3t^2 \frac{2}{3t} \quad (4.8)$$

O método de dedução desta expressão é análogo ao utilizado para o caso do desvio quadrático.

Comparando (4.7) com (4.8), qual é o deslocamento da formiga no seu passeio aleatório? Podemos identificar esse deslocamento com um *comprimento característico* L_2 definido por:

$$L_2 \approx \sqrt{\langle x^2 \rangle} \approx t^{1/2} \quad (4.9)$$

Em termos dimensionais, também poderíamos identificar esse deslocamento com um comprimento L_4 definido por:

$$L_4 \approx \sqrt[4]{\langle x^4 \rangle} \approx \sqrt[4]{3t^2} \approx \frac{2}{3} t^{1/2} \quad (4.10)$$

O que se pretende mostrar aqui é que ambas as medidas têm uma dependência assintótica do tempo. Note-se que para séries suficientemente longas, $t \rightarrow +\infty$, ambas as medidas crescem com t de igual forma. O expoente guia (1/2) é conhecido por *expoente de invariância da escala*, enquanto que os outros expoentes são *correções à invariância da escala*. Encontramos o mesmo expoente se considerarmos qualquer comprimento L_k (garantindo que k é par):

$$L_k \approx \sqrt[k]{\langle x^k \rangle} \approx A_k t^{1/2} + \frac{B_k}{t} + \frac{C_k}{t^2} + \frac{D_k}{t^3} + \dots \quad (4.11)$$

o índice k nas amplitudes significa que estas dependem de k . Esta equação exemplifica uma característica robusta dos sistemas aleatórios: *independentemente da definição do*

comprimento característico, o comportamento assintótico é descrito pelo mesmo expoente de invariância da escala. Qualquer que seja o comprimento L_k escolhido, este duplica sempre que o tempo aumenta de um factor quatro. Esta propriedade de invariância de escala não é afectada pelo facto de A_k em (4.11) depender de k , pois não estamos interessados no valor absoluto de L_k , mas sim em saber como L_k varia quando t varia.

Tendo em conta a lei da invariância da escala, podemos definir apenas um comprimento característico designado por λ , que cresce com $t^{1/2}$. De forma equivalente, se $t(\lambda)$ for o tempo característico para que a formiga descreva o domínio λ , então:

$$t \propto \lambda^2 \tag{4.12}$$

De uma forma mais geral, para todos os valores positivos do parâmetro α tais que o produto $\alpha\lambda$ é grande, $t(\lambda)$ é, assintoticamente, uma *função homogénea*:

$$t \propto \lambda^\alpha \tag{4.13}$$

A equação (4.13) pode ser chamada de equação funcional uma vez que constrange a forma da função $t(\lambda)$. A expressão (4.12) é a ‘solução’ da equação funcional (4.13) no sentido em que qualquer função $t(\lambda)$ que satisfaça (4.13) também satisfaz (4.12). As leis de potência são a solução da equação funcional (4.13). Para mostrar isto, note-se que se (4.13) se verifica para todos os valores do parâmetro α , então verifica-se em particular quando $\alpha=1/\alpha$. Com esta substituição, a equação (4.13) reduz-se a (4.12), com $\alpha=-2$.

Também se pode verificar que qualquer função $t(\lambda)$ que obedeça a (4.12) obedece a (4.13). Assim, (4.13) implica (4.12) e vice-versa. Esta ligação entre o comportamento de lei de potência e uma operação de simetria, designada por *simetria de invariância de escala*, está na base da maior parte da aplicação dos conceitos fractais em física.

Qual será a dimensão fractal do movimento browniano? Escrevendo (4.12) na forma:

$$t \propto \lambda^{d_f} \tag{4.14}$$

o expoente de invariância de escala, d_f , reflecte explicitamente a dependência assintótica de um ‘volume’ característico (o afastamento médio alcançado no percurso da formiga) num tempo característico. Assim, para o passeio aleatório, $d_f=2$, mas em geral d_f é designado por dimensão fractal do passeio aleatório.

Se escrevermos (4.13) na forma:

$$t \sim \langle r^2 \rangle \sim t^{d_f/2} \quad (4.15)$$

vemos que d_f é um expoente de invariância da escala. Assim, se, por exemplo, quisermos um percurso com o dobro do comprimento, temos de esperar um tempo 2^{d_f} .

Vamos agora generalizar o caso da formiga, considerando que o seu movimento aleatório tem um enviesamento que favorece uma das direcções. Este enviesamento tem o efeito de variar, descontinuamente, o expoente que caracteriza a dependência do comprimento característico em relação ao tempo.

Posicionemos novamente a formiga num ponto arbitrário de uma rede unidimensional, mas consideremos que desta vez a moeda tem um enviesamento. A probabilidade de sair cara é:

$$p = \frac{1 + \eta}{2}, \quad (4.16)$$

enquanto que a probabilidade de ser coroa é $q=1-p=(1-\eta)/2$. Pela equação (4.16) vemos que o parâmetro:

$$\eta = 2p - 1 = p - q \quad (4.17)$$

definido em (4.16) é a diferença das probabilidades de sair cara ou coroa. η é designado por *enviesamento*, e dizemos que a formiga executa um passeio *aleatório enviesado*.

Embora agora os resultados obtidos para o caso do passeio aleatório apenas se verifiquem para $\eta=0$, os conceitos gerais continuam a aplicar-se. As configurações

possíveis do passeio aleatório enviesado são as mesmas do passeio aleatório, isto é, o espaço de fase é o mesmo. Os valores A_c associados a cada configuração (cada ponto no espaço de fase) também são os mesmos. Porém, os valores de P_c , em vez de serem igualmente $(1/2)^t$ para todas as configurações, agora dependem da configuração. Se os eventos não forem correlacionados, então a probabilidade conjunta é simplesmente o produto das probabilidades individuais. Assim:

$$P_c = p^{h_c} q^{t-h_c} \quad (4.18)$$

onde h_c é o número de vezes que sai cara na configuração c .

Agora, o valor médio $\langle x \rangle_t$ não é zero como no primeiro caso. Utilizando cálculos semelhantes aos anteriores, a expressão (4.6) fica:

$$\langle x \rangle_t = (p - q)t \quad (4.19)$$

Assim, o enviesamento η funciona como uma velocidade do centro de massa do conjunto de probabilidades da formiga, uma vez que a derivada de $\langle x \rangle_t$ em ordem ao tempo é análoga à expressão da velocidade.

O desvio quadrático também é afectado:

$$\langle x^2 \rangle_t = \eta^2 p q t^2 + 4 p q t \eta^2 t^2 + \eta^2 t^2 \quad (4.20)$$

Se $\eta = p - q = 0$, os resultados (4.19) e (4.20) reduzem-se a (4.6) e (4.7), e temos o caso do passeio aleatório, para o qual o comprimento característico η escala com $t^{1/2}$. Para qualquer valor de η diferente de zero, pelas expressões (4.19) e (4.20), vemos que assintoticamente:

$$L_k = \sqrt[k]{\langle x^k \rangle} \propto t \quad (4.21)$$

para $k=1,2$. Pode assim concluir-se que o comprimento característico ξ escala linearmente no tempo: a dimensão fractal do passeio varia descontinuamente com α de $d_f=1$ (para todos os α diferentes de zero) até $d_f=2$ (para $\alpha=0$) (ver Figura 4.5.(a)).

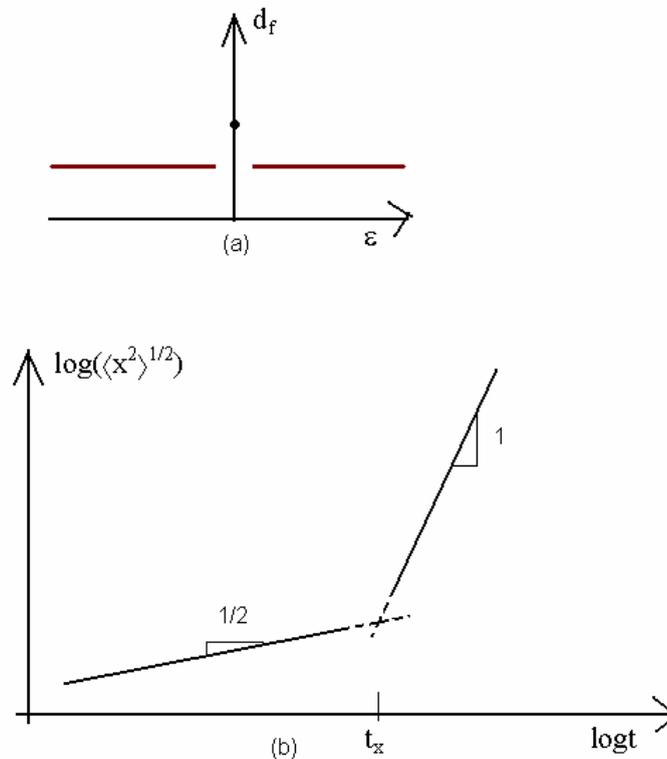


Figura 4.5. (a) variação descontinua em d_f em função de α ; (b) variação contínua de $\langle x^2 \rangle^{1/2}$ em função de α .

Podemos dizer que sistemas com o mesmo expoente pertencem à mesma classe. Assim sendo, o passeio aleatório pertence à classe $d_f=1$ para todos os valores de α diferentes de zero, e pertence à classe $d_f=2$ para $\alpha=0$. Uma vez que α faz variar a classe do sistema, pode ser designado por *parâmetro relevante*.

A dependência de d_f em relação ao enviesamento α é uma função descontínua de α ; porém, o movimento da formiga não pode variar muito quando α varia infinitesimalmente. Para resolver este paradoxo, consideremos um exemplo concreto de um passeio aleatório

enviesado com um pequeno enviesamento dado por $\epsilon=10^{-6}$. O lado direito da equação (4.20) tem dois termos. Se tivéssemos apenas o primeiro termo, a formiga iria desviar-se para a direita com velocidade uniforme ϵ . Se tivéssemos apenas o segundo termo, o movimento enviesado seria igual ao movimento não enviesado, excepto no facto da distribuição da probabilidade ser reduzida de um factor $(1-\epsilon^2)$. Para ver qual o termo dominante, podemos escrever o lado direito da equação (4.20) na forma $(\epsilon^2 t + 1)t$. Defina-se um parâmetro designado por *tempo de cruzamento* (“*crossover*”):

$$t_x \approx \frac{1}{\epsilon^2} \quad (4.22)$$

Para $t \ll t_x$, domina o segundo termo e a formiga tem a estatística do passeio aleatório não-enviesado, com uma dimensão fractal aparente $d_f=2$; para $t \gg t_x$, domina o primeiro termo e a formiga tem a estatística do passeio aleatório enviesado, com uma dimensão fractal assintótica $d_f=2$ (Figura 4.5. (b)). Note-se que o tempo de cruzamento, t_x , é grande se o enviesamento for pequeno.

Pretendemos com estes conceitos mostrar que é possível extrair expoentes de séries temporais, e desta forma caracterizá-las consoante o comportamento que apresentem. Uma série temporal é aleatória se for o resultado da soma de um grande número de eventos que têm a mesma probabilidade de ocorrer. É o caso do movimento do passeio aleatório. Uma série não-aleatória é caracterizada por apresentar correlações entre eventos e verifica-se uma invariância de escala em relação ao tempo caracterizada por eventos diferentes dos do movimento aleatório. Assim, o cálculo destes expoentes pode ser importante para a identificação dos mecanismos que geram o comportamento do sistema. Estas séries são geralmente designadas por séries temporais fractais.

Na secção seguinte iremos apresentar dois métodos de análise de séries fractais: R/S (Rescaled Range Analysis) e DFA (Detrended Fluctuation Analysis).

4.2. Métodos de Análise de Séries Temporais

4.2.1. Análise R/S (Rescaled Range Analysis)

A análise R/S foi proposta por Mandelbrot e Wallis, e é baseada em análises hidrológicas realizadas por Hurst ao estudar o problema de armazenamento de água no rio Nilo. Esta análise permite-nos calcular o expoente de Hurst, H, um parâmetro de auto-similaridade que mede a intensidade da dependência de longo alcance numa série temporal, possibilitando a sua classificação. Este parâmetro é muito robusto, permitindo-nos distinguir uma série aleatória de uma série com correlações de longo alcance.

Hurst considerou um reservatório de água e mediu a forma como o nível de água flutuava em torno do seu valor médio ao longo do tempo. O intervalo desta flutuação variava dependendo do espaço de tempo considerado para esta medida. Se a série fosse aleatória, o intervalo aumentava com a raiz quadrada do tempo (a regra $t^{1/2}$ já mencionada). Para standardizar esta medida ao longo do tempo, Hurst criou um rácio (R/S), dividindo o intervalo pelo desvio padrão das observações. Descobriu, assim, que a maior parte dos fenómenos naturais seguem um passeio aleatório com expoentes variados.

Descrevendo o método, a análise começa pela divisão das flutuações da série temporal, de comprimento L, em d sub-séries de comprimento n. Seguidamente, para cada sub-série $m=1, \dots, d$:

- (1) Calcula-se a média (E_m) e o desvio padrão (S_m);
- (2) Normalizam-se os dados ($Z_{i,m}$), subtraindo a média:

$$X_{i,m} = Z_{i,m} + E_m, \text{ para } i=1, \dots, n \quad (4.23)$$

- (3) Cria-se uma série temporal cumulativa:

$$Y_{i,m} = \sum_{j=1}^i X_{j,m}, \text{ para } i=1, \dots, n \quad (4.24)$$

- (4) Encontra-se o intervalo:

$$R_m = \max\{Y_{1,m}, \dots, Y_{n,m}\} - \min\{Y_{1,m}, \dots, Y_{n,m}\} \quad (4.25)$$

(5) e faz-se a normalização do intervalo, R_m/S_m .

Finalmente, calcula-se o valor médio do intervalo normalizado para todas as sub-séries de comprimento n :

$$\langle R/S \rangle_n = \frac{1}{d} \langle R_m/S_m \rangle \quad (4.26)$$

A análise R/S segue a relação:

$$\langle R/S \rangle_n = cn^H \quad (4.27)$$

onde H é o expoente de Hurst. Assim, o valor de H pode ser obtido fazendo uma regressão linear do tipo:

$$\log \langle R/S \rangle_n = \log c + H \log n \quad (4.28)$$

Em relação à classificação do valor do expoente obtido temos as seguintes possibilidades:

- $0 < H < 0.5$: implica uma série temporal anti-persistente.
- $H = 0.5$: implica que estamos na presença de um processo independente, isto é, uma série aleatória: os eventos são aleatórios e não correlacionados. Trata-se do caso do passeio aleatório não enviesado.
- $0.5 < H < 1$: implica uma série temporal persistente, caracterizada por ter correlações de longo alcance. Corresponde ao passeio aleatório enviesado e o tamanho do enviesamento depende de quanto H é maior que 0.5.

4.2.2. Análise DFA (Detrended Fluctuation Analysis)

Tal como no caso anterior, a análise DFA também nos permite medir intensidade de dependências de longo alcance numa série temporal, possibilitando a sua classificação. É um método recente (1994), particularmente robusto para séries temporais não estacionárias, que são características dos sistemas biológicos. A ideia do método consiste em estudar a dispersão da série em intervalos de dimensão variável, descontando para cada intervalo tendências que possam existir (fazendo o “detrending” da série).

Passando à descrição do método, a análise começa pela divisão das flutuações da série temporal, de comprimento L, em d sub-séries de comprimento n. Seguidamente, para cada sub-série m=1, ..., d:

(1) Cria-se uma série temporal cumulativa:

$$Y_{i,m} = \sum_{j=1}^i X_{j,m}, \text{ para } i=1, \dots, n \quad (4.29)$$

(2) Faz-se uma regressão linear:

$$\tilde{Y}_m = a_m x + b_m \text{ no intervalo } \{Y_{i,m}, \dots, Y_{n,m}\} \quad (4.30)$$

(3) e calcula-se a raiz da flutuação quadrática média da série obtida:

$$F_m = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (Y_{i,m} - a_m i - b_m)^2} \quad (4.31)$$

Finalmente, calcula-se o valor médio da flutuação quadrática média para todas as sub-séries de comprimento n:

$$\bar{F}_n = \frac{1}{d} \sum_{m=1}^d F_m \quad (4.32)$$

Tal como no caso da análise R/S, esta análise segue uma lei de potência:

$$\overline{F}_n \approx cn^{H'} \quad (4.33)$$

Assim, o valor de H' pode ser obtido fazendo uma regressão linear do tipo:

$$\log \overline{F}_n \approx \log c + H' \log n \quad (4.34)$$

Em relação à classificação do valor do expoente obtido temos as seguintes classificações:

- $0 < H' < 0.5$: implica uma série temporal anti-persistente.
- $H' = 0.5$: implica que estamos na presença de uma série aleatória.
- $0.5 < H' < 1$: implica um processo persistente.

Seguidamente descrevemos a tarefa a partir da qual obtivemos os nossos dados e posteriormente faremos uma análise e discussão dos expoentes obtidos pelos dois métodos mencionados.

4.3. Tarefa de Controlo

Nesta secção apresentaremos os conceitos anteriores no estudo de uma tarefa de controlo. Utilizaremos um joystick, embora os instrumentos por nós desenvolvidos também sejam passíveis de aplicação. Aliás, um dos objectivos desta tese era também o de comparar os resultados que se obteriam com os vários instrumentos. No entanto, por falta de tempo este estudo ainda não está concluído.

A tarefa consiste em controlar, com um joystick, um cursor visível no écran de um computador. O software de leitura do joystick foi desenvolvido em Labview ; o programa lê a informação através de uma porta USB e converte-a num valor entre 0 e 10. Utilizámos um joystick comum, ao qual retirámos as molas que o posicionavam no centro, para assim não ser tendencioso. Desta forma, registamos apenas o movimento efectivo do utilizador.

No écran do computador, o utilizador vê um cursor vermelho (Figura 4.6) fixo numa posição central. O utilizador controla com a coordenada x do joystick (utilizando apenas uma mão) um segundo cursor (verde) que tem de ser alinhado com o vermelho.

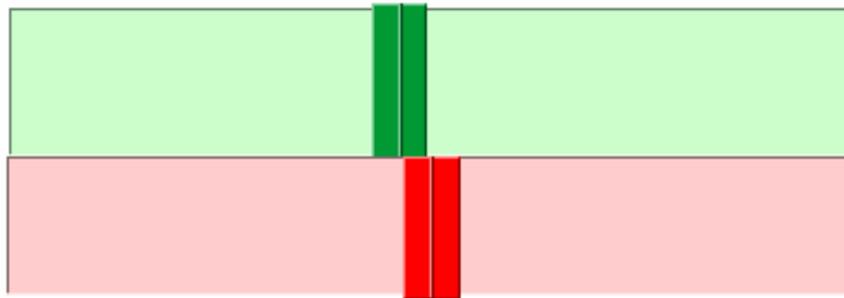


Figura 4.6. Tarefa de controlo: o utilizador tem de alinhar o cursor verde com o vermelho.

A posição do cursor verde é x , e este move-se segundo a equação:

$$\frac{dx}{dt} = \gamma m(t) + \eta \dot{w}(t) \quad (4.35)$$

onde γ é um parâmetro ajustável que controla o impacto do utilizador sobre o movimento do cursor verde, $m(t)$ sendo a posição do joystick no instante t . $\dot{w}(t)$ é ruído branco aleatório que inserimos para perturbar o cursor verde. η é um parâmetro ajustável que controla o impacto deste ruído no movimento do cursor. Basicamente, o cursor verde é desviado aleatoriamente numa direcção ou noutra.

O utilizador tem de controlar o movimento do cursor verde e tentar mantê-lo alinhado com o vermelho. Quando o cursor se desvia para a esquerda, o utilizador deve empurrá-lo para a direita com o joystick; quando o cursor se desvia para a direita, o utilizador deve leva-lo para a esquerda. Estes movimentos são suaves, sendo apenas necessário realizar pequenas correcções com o joystick, de forma a manter o cursor verde no centro.

Para analisar a influência de γ e η sobre o desempenho do utilizador no controlo da tarefa, realizámos vários testes, nos quais fomos variando estes dois parâmetros.

Cada exercício tem a duração de 100 segundos. O programa executa 50 iterações por segundo, o que implica que temos séries temporais de 5000 pontos. Como o exercício começa com o cursor verde numa posição extrema e o utilizador tem de leva-lo para o

centro, não consideramos os primeiros 5 segundos de exercício. Assim, para análise ficamos com séries temporais de 4750 pontos.

Em relação aos parâmetros α e β , realizámos exercícios com as combinações descritas na Tabela 1. Nos primeiros três exercícios, não temos ruído e vamos aumentando o impacto da mão sobre o cursor verde. Nos três exercícios seguintes, fixando o parâmetro de impacto da mão, fomos aumentando o impacto do ruído. Para cada exercício realizámos 10 testes. Os testes foram todos realizados pela mesma pessoa.

α exercícios
$\alpha = 0,025 ; \beta = 0,00$
$\alpha = 0,050 ; \beta = 0,00$
$\alpha = 0,075 ; \beta = 0,00$
$\alpha = 0,075 ; \beta = 0,01$
$\alpha = 0,075 ; \beta = 0,02$
$\alpha = 0,075 ; \beta = 0,04$

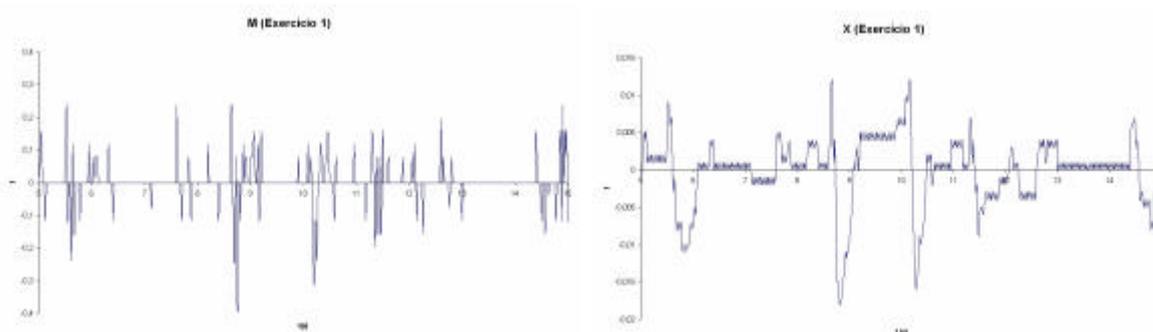
Tabela 1. Parâmetros.

Na secção seguinte apresentamos os resultados obtidos.

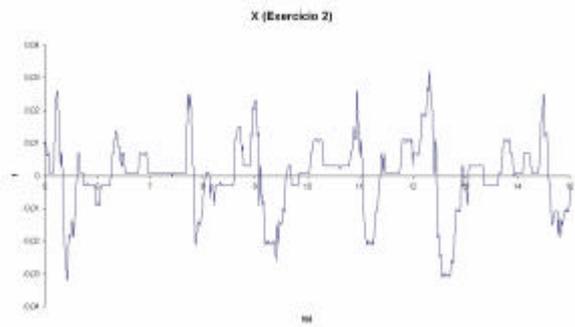
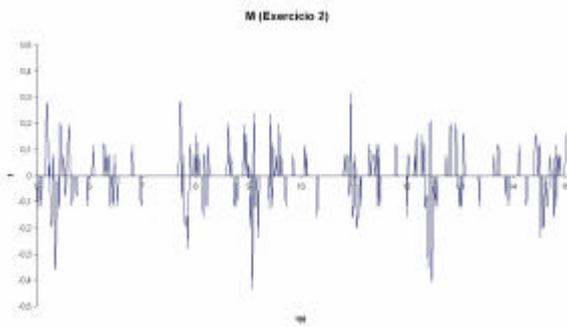
4.4. Resultados Obtidos

Durante a análise que se segue, vamos ter em conta o comportamento da mão (m) e do cursor verde (x), pois ambos podem conter informação relevante.

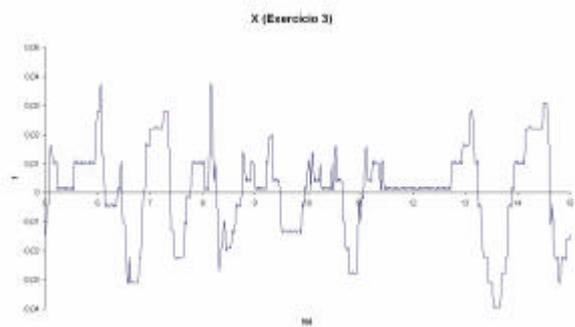
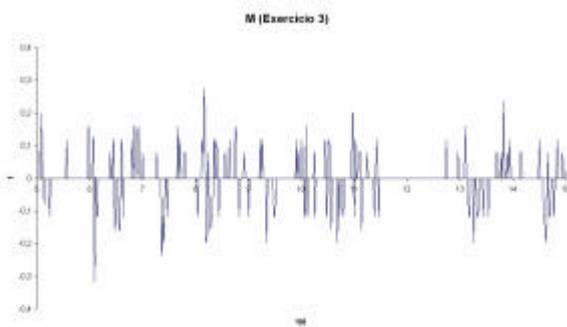
Uma curva importante a observar é a série das flutuações da posição. As flutuações (diferença entre instantes consecutivos) representam uma medida clara da intenção do utilizador, permitindo-nos analisar a correlação entre acções. Nas Figuras que se seguem, mostramos um excerto (correspondente a 10 segundos de teste) das séries das flutuações da mão e do cursor para um dos testes de cada exercício.



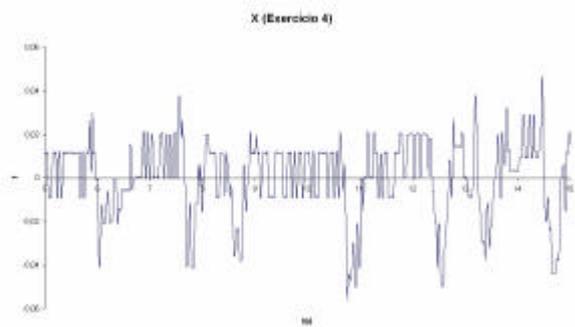
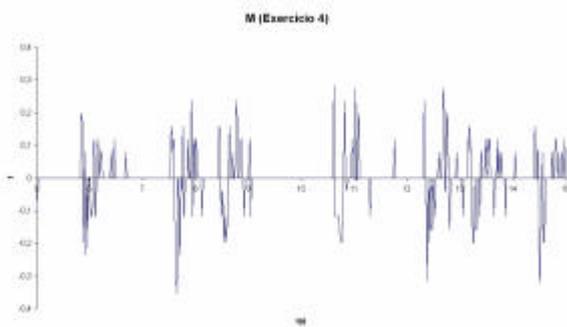
Figuras 4.7 e 4.8. Flutuações da mão e do cursor, respectivamente, para $\alpha = 0.025$ e $\beta = 0$.



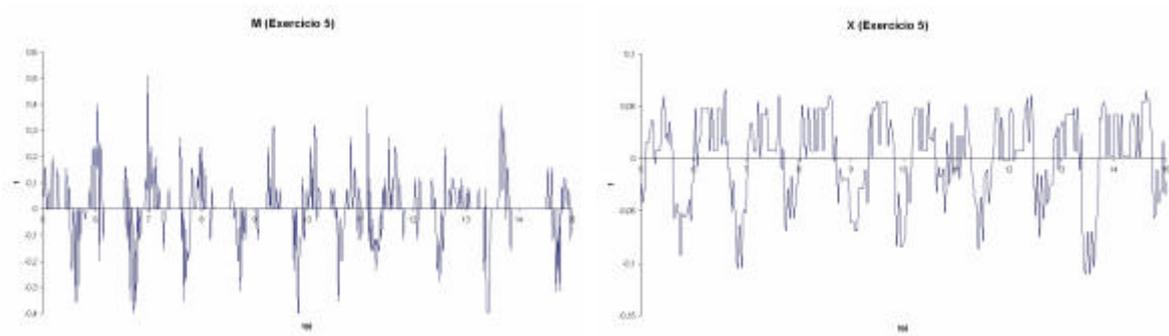
Figuras 4.9. e 4.10. Flutuações da mão e do cursor, respectivamente, para $\sigma = 0.05$ e $\tau = 0$.



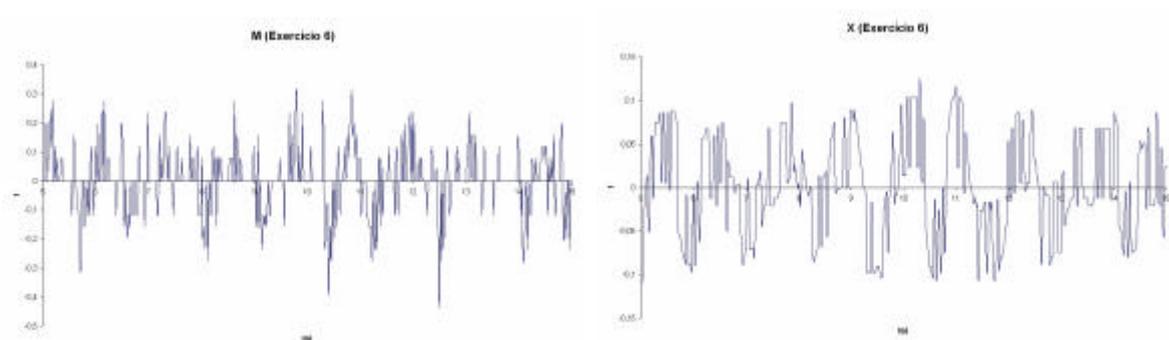
Figuras 4.11. e 4.12. Flutuações da mão e do cursor, respectivamente, para $\sigma = 0.075$ e $\tau = 0$.



Figuras 4.13. e 4.14. Flutuações da mão e do cursor, respectivamente, para $\sigma = 0.075$ e $\tau = 0.01$.



Figuras 4.15. e 4.16. Flutuações da mão e do cursor, respectivamente, para $\sigma=0.075$ e $\sigma=0.02$.



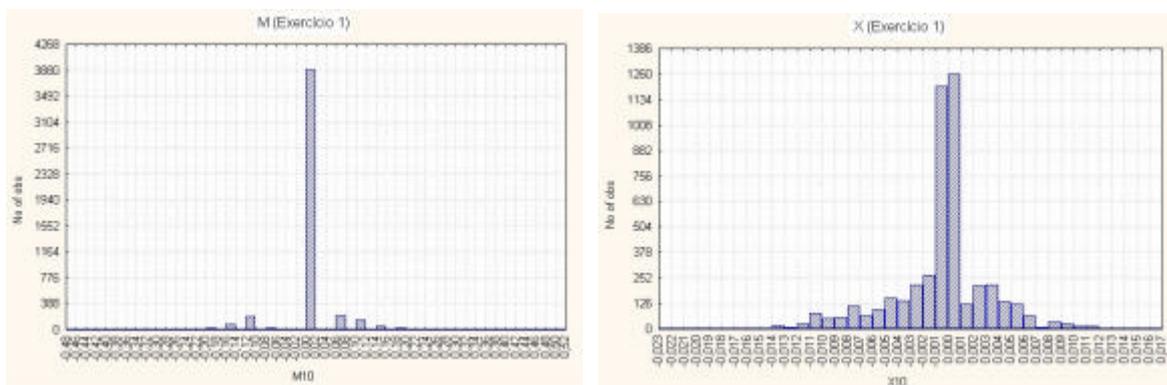
Figuras 4.17. e 4.18. Flutuações da mão e do cursor, respectivamente, para $\sigma=0.075$ e $\sigma=0.04$.

Pela observação dos gráficos, considerando o caso da mão, podemos ver que a variação do parâmetro do seu impacto, σ , não altera qualitativamente a série das flutuações, isto é, o utilizador movimenta a mão de forma análoga nos três primeiros exercícios. Analisando o comportamento do cursor nos três exercícios iniciais, verificamos que a amplitude das suas oscilações aumenta à medida que σ aumenta. Isto está directamente relacionado com o facto do utilizador ter mais impacto no movimento do cursor e conseqüentemente as suas acções serem mais visíveis.

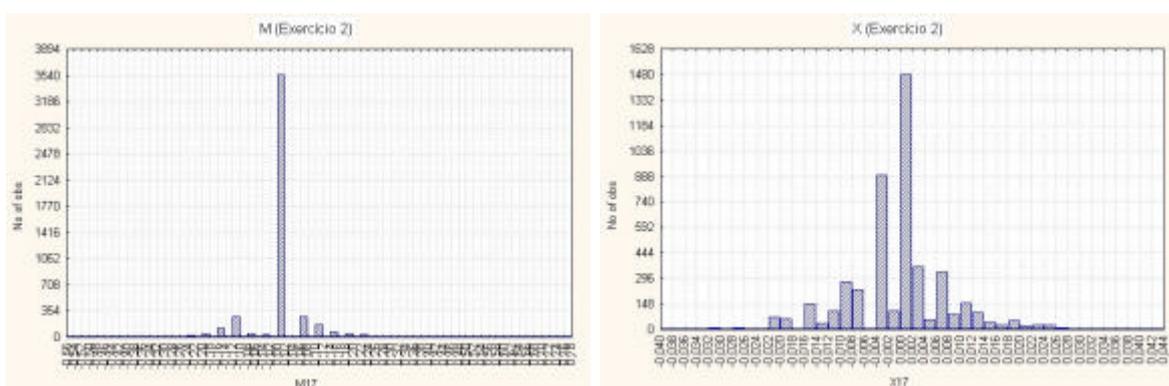
Analisando agora os exercícios com ruído, vemos que à medida que o parâmetro σ aumenta, o utilizador move a mão mais rapidamente (os deslocamentos entre instantes são menores) para tentar contrariar o movimento aleatório do cursor. De qualquer forma, se observarmos agora os gráficos correspondentes do cursor, vemos que esta estratégia não

resulta muito bem em termos de desempenho da tarefa, pois os desvios do cursor são cada vez maiores à medida que o impacto do ruído aumenta.

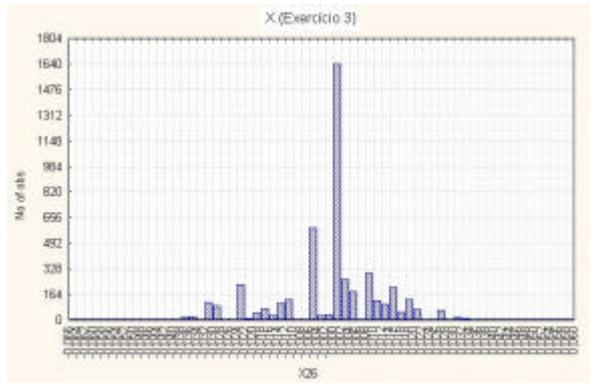
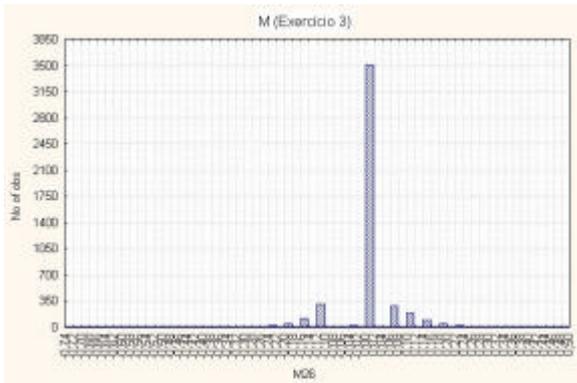
Os mecanismos que envolvem o controlo do movimento são caracterizados pela existência de flutuações que obedecem à distribuição de Lévy. As caudas desta distribuição decaem segundo uma lei de potência, e a série temporal tem um histograma muito pronunciado nas pequenas flutuações. Para observarmos as distribuições que se obtêm para cada exercício, apresentamos seguidamente os histogramas de cada uma das séries anteriores (série completa).



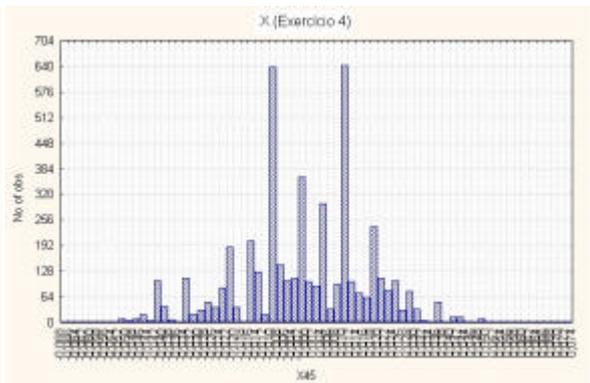
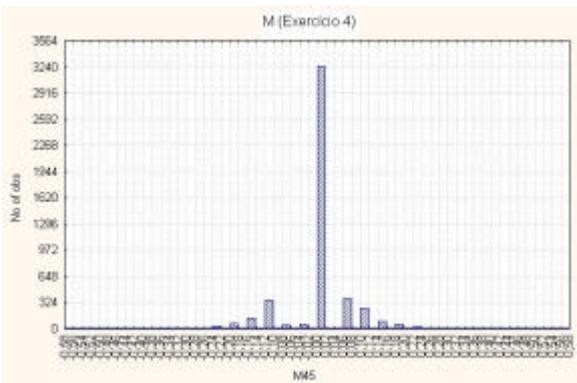
Figuras 4.19. e 4.20. Histogramas das flutuações da mão e do cursor para $\sigma=0.025$ e $\mu=0$.



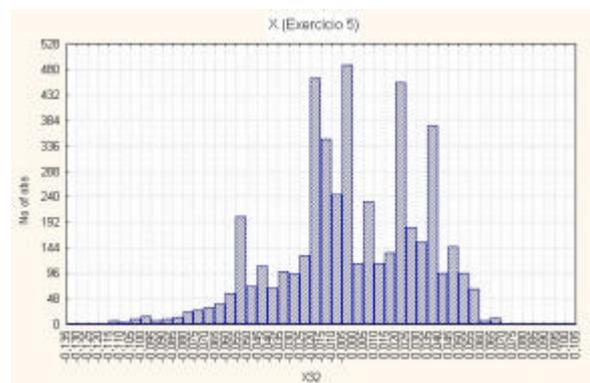
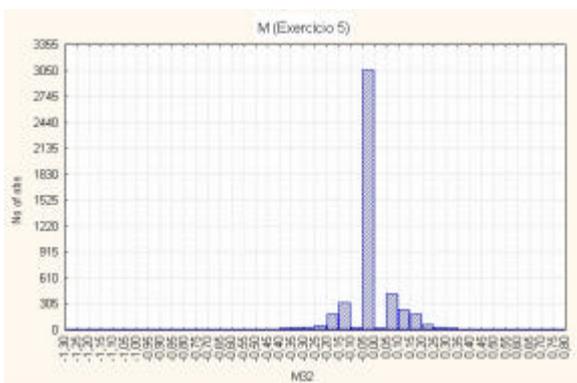
Figuras 4.21. e 4.22. Histogramas das flutuações da mão e do cursor para $\sigma=0.05$ e $\mu=0$.



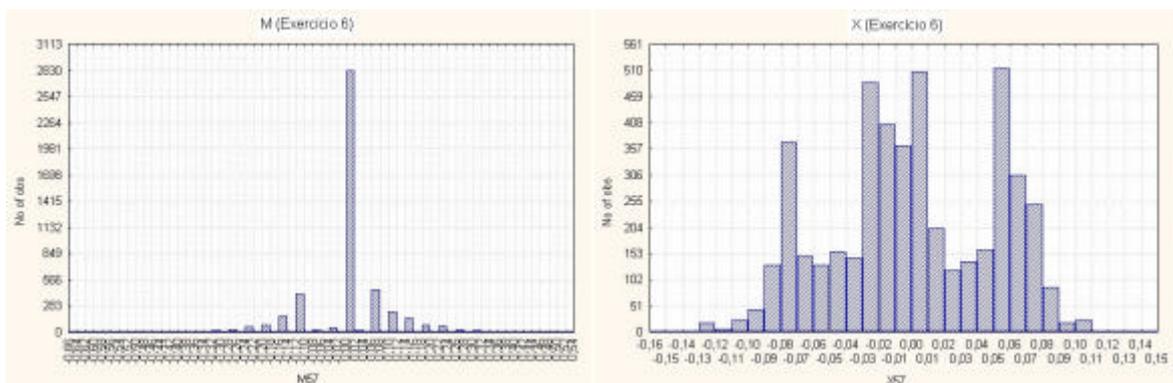
Figuras 4.23. e 4.24. Histogramas das flutuações da mão e do cursor para $\sigma=0.075$ e $\sigma=0$.



Figuras 4.25. e 4.26. Histogramas das flutuações da mão e do cursor para $\sigma=0.075$ e $\sigma=0.01$.



Figuras 4.27. e 4.28. Histogramas das flutuações da mão e do cursor para $\sigma=0.075$ e $\sigma=0.02$.

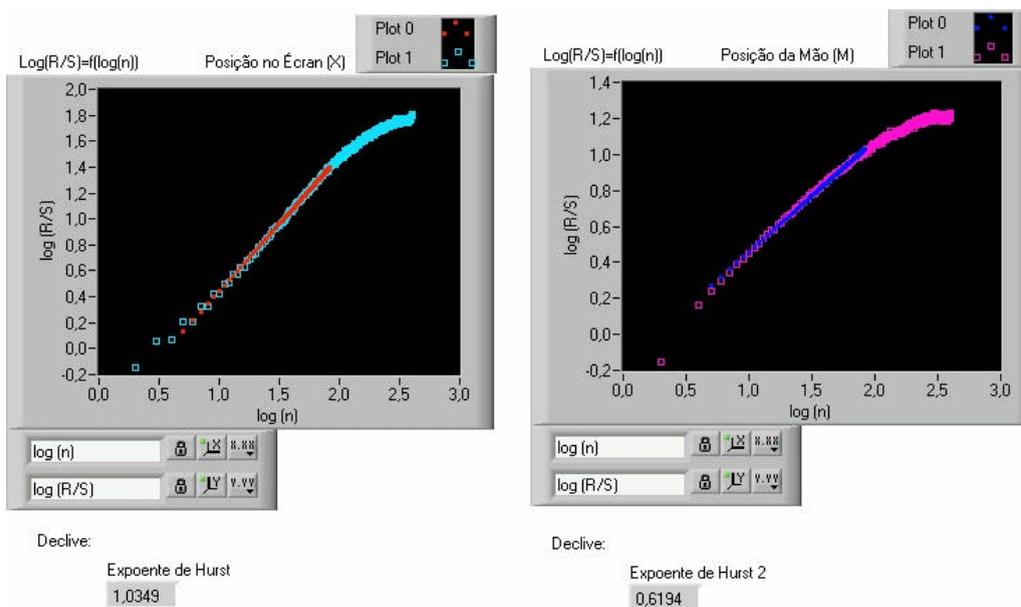


Figuras 4.29. e 4.30. Histogramas das flutuações da mão e do cursor para $\sigma=0.075$ e $\sigma=0.04$.

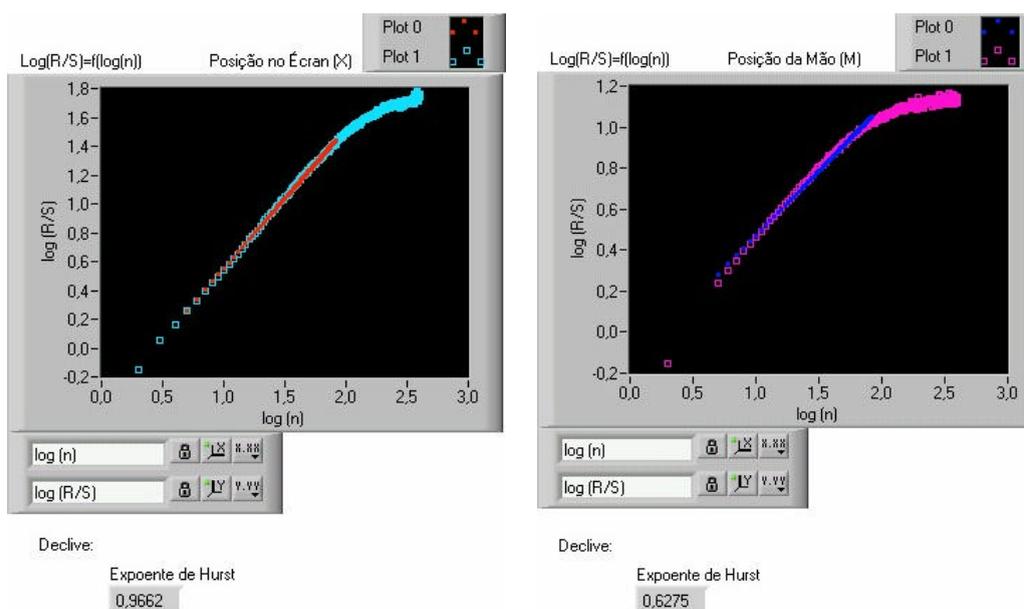
Observando os histogramas, para o caso da mão, vemos que não estamos perante distribuições gaussianas (aleatórias). Uma distribuição gaussiana não seria tão pontiaguda para pequenas flutuações. As distribuições têm também caudas longas, isto é, têm um grande número de ocorrências para grandes flutuações (maior do que se se tratassem de séries gaussianas). Isto indica que poderemos estar na presença de distribuições de Lévy. No entanto, à medida que o ruído aumenta, as flutuações vão sendo ligeiramente maiores, e a dispersão aumenta.

Em relação ao cursor, nos exercícios sem ruído a distribuição segue também a curva de Lévy. Com ruído, observa-se uma situação interessante. A distribuição passa de unimodal, nas situações sem ruído, para trimodal, nos testes com ruído. Este resultado merece um estudo mais aprofundado no futuro, através de modelos teóricos que simulem os mecanismos de controlo. Este resultado é interessante porque mostra que há uma quebra espontânea de simetria: enquanto que com σ pequeno e sem ruído, o indivíduo tem um bom controlo do movimento do cursor, quando σ aumenta, o impacto no movimento do cursor torna mais difícil mante-lo na posição desejada. Porém, cada indivíduo reage principalmente quando o afastamento da posição desejada supera um valor limite, e isto implica que o histograma do cursor tende a formar 3 máximos. Um será o central, correspondente à situação em que o sujeito consegue atingir o objectivo proposto e por isso não altera a posição do cursor. Duas outras posições surgem, que se relacionam com o facto do indivíduo querer alterar a posição do cursor e não o conseguir fazer de forma continuada. Esta mudança de comportamento é um exemplo de uma transição de fase entre regimes qualitativamente distintos.

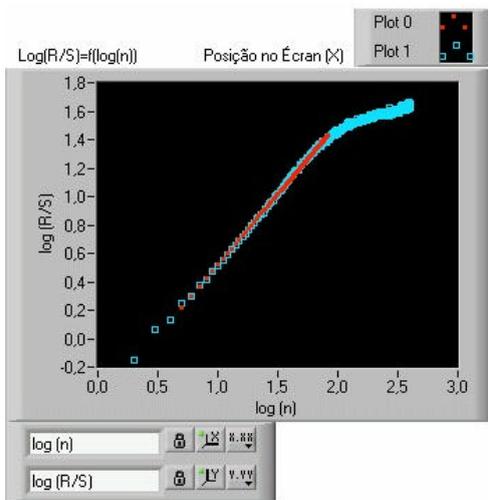
Para o cálculo dos expoentes através dos métodos R/S e DFA, implementámos dois algoritmos em Labview. Cada programa lê uma série a partir de um ficheiro, calcula a série das flutuações e depois aplica o método de análise, extraindo o respectivo expoente através de uma regressão linear num intervalo definido pelo utilizador. Seguidamente, apresentamos os gráficos log-log e a linearização que melhor se adequa à zona linear da curva obtida, e os respectivos expoentes. Começamos pela análise R/S.



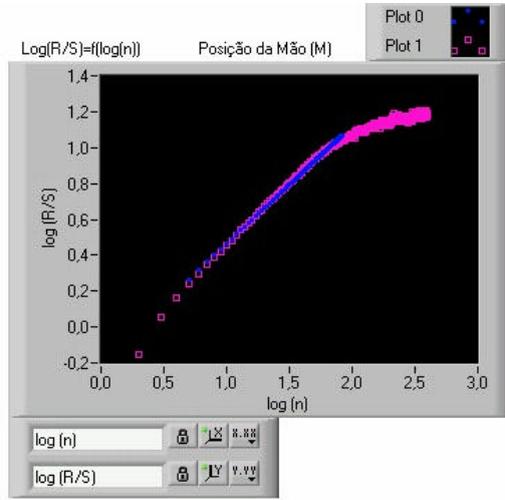
Figuras 4.31. e 4.32. Análise R/S do cursor e da mão para $\tau = 0.025$ e $\tau = 0$.



Figuras 4.33. e 4.34. Análise R/S do cursor e da mão para $\tau = 0.05$ e $\tau = 0$.

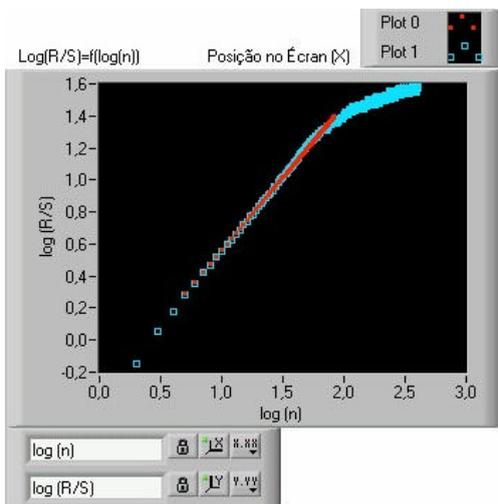


Declive:
Expoente de Hurst
0.9926

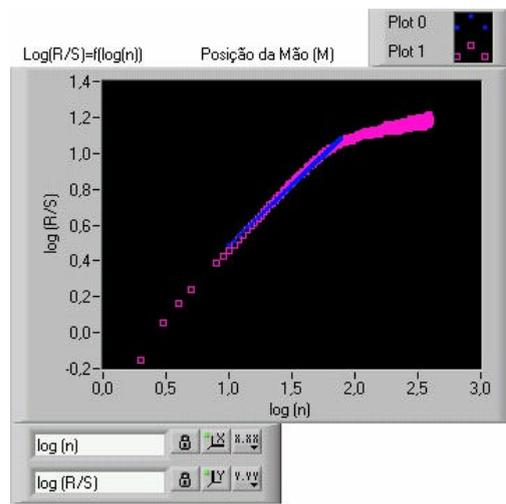


Declive:
Expoente de Hurst 2
0.6579

Figuras 4.35. e 4.36. Análise R/S do cursor e da mão para $\alpha = 0.075$ e $\beta = 0$.

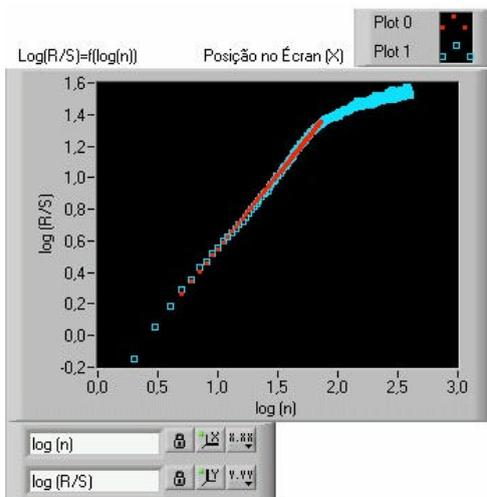


Declive:
Expoente de Hurst
0.9040



Declive:
Expoente de Hurst
0.6713

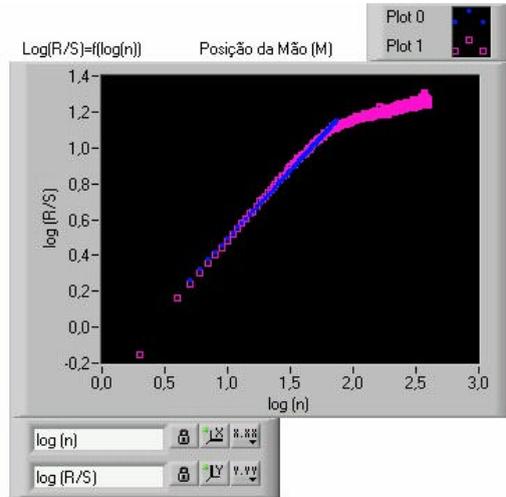
Figuras 4.37. e 4.38. Análise R/S do cursor e da mão para $\alpha = 0.075$ e $\beta = 0.01$.



Declive:

Expoente de Hurst

0,9361

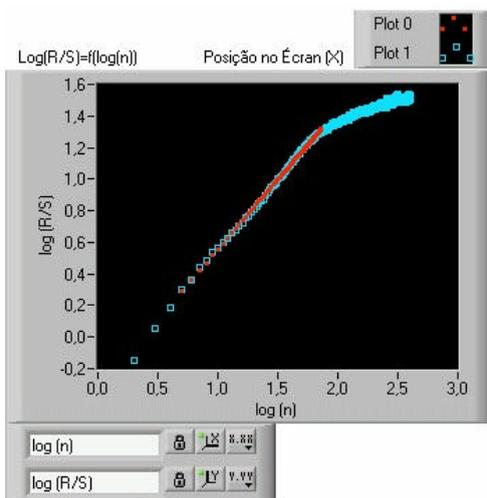


Declive:

Expoente de Hurst 2

0,7580

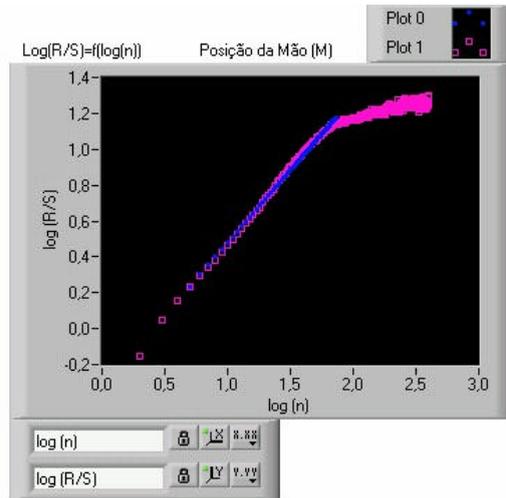
Figuras 4.39. e 4.40. Análise R/S do cursor e da mão para $\tau = 0.075$ e $\tau = 0.02$.



Declive:

Expoente de Hurst

0,8807



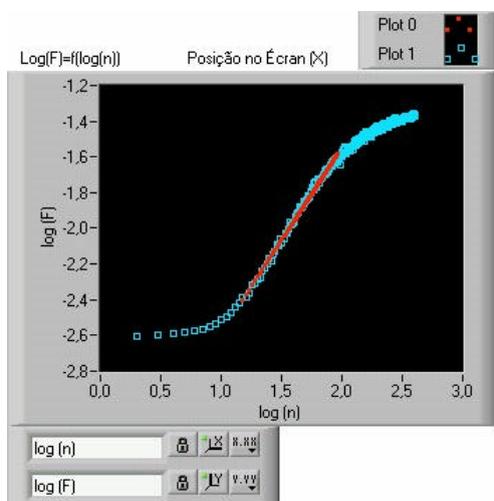
Declive:

Expoente de Hurst 2

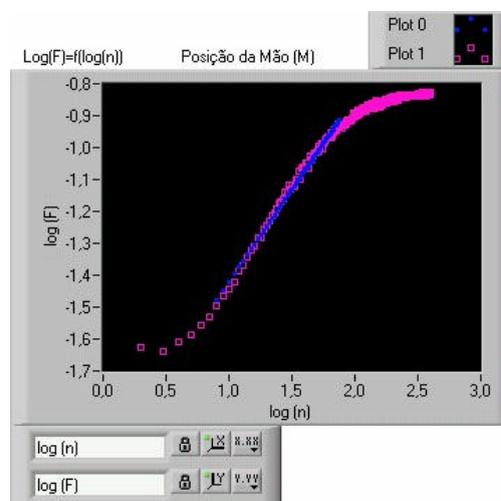
0,8077

Figura 4.41. e 4.42. Análise R/S do cursor e da mão para $\tau = 0.075$ e $\tau = 0.04$.

Seguidamente, mostramos resultados obtidos com a análise DFA.

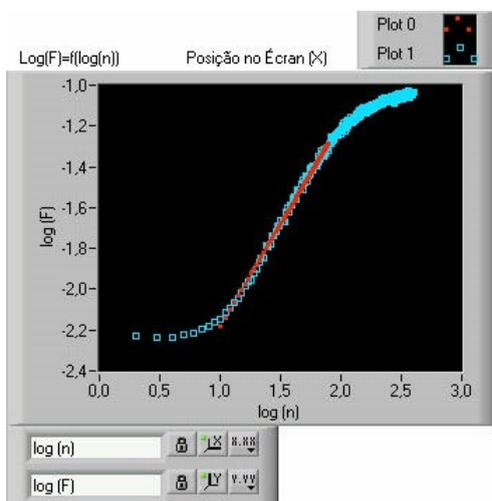


Declive:
Expoente DFA
1,0377

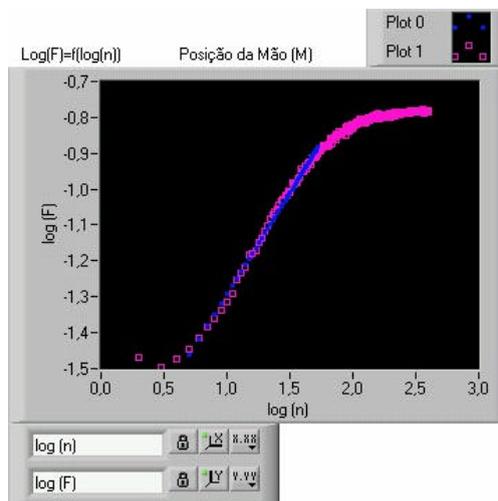


Declive:
Expoente DFA
0,5775

Figuras 4.43. e 4.44. Análise DFA do cursor e da mão para $\epsilon = 0.025$ e $\epsilon = 0$.

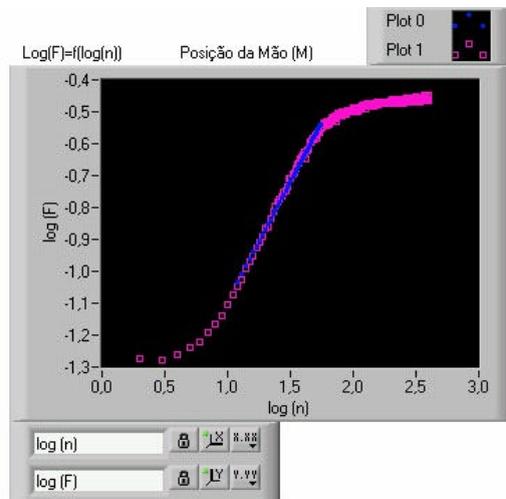
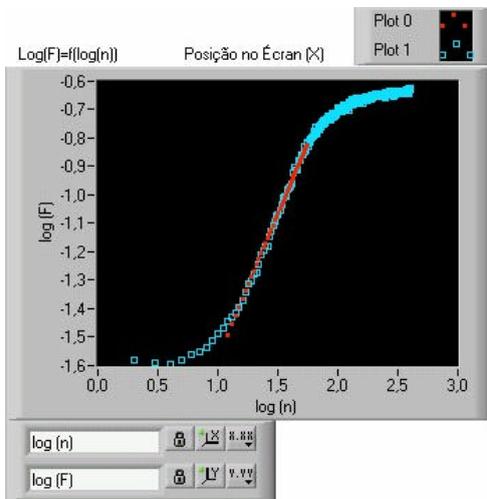


Declive:
Expoente DFA
0,9986

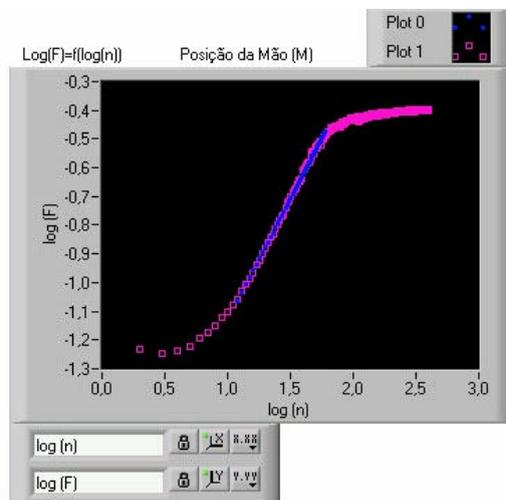
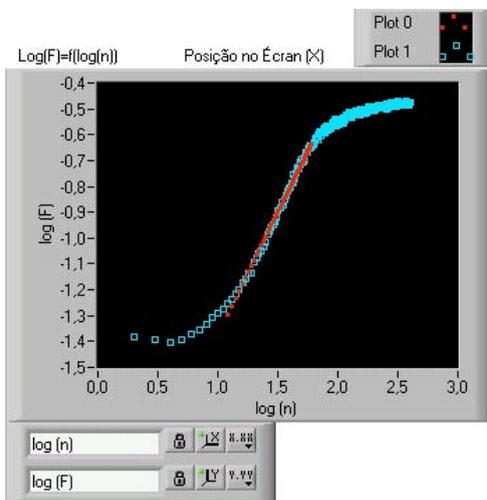


Declive:
Expoente DFA
0,5650

Figuras 4.45. e 4.46. Análise DFA do cursor e da mão para $\epsilon = 0.05$ e $\epsilon = 0$.



Figuras 4.51. e 4.52. Análise DFA do cursor e da mão para $\tau = 0.075$ e $\tau = 0.02$.



Figuras 4.53. e 4.54. Análise DFA do cursor e da mão para $\tau = 0.075$ e $\tau = 0.04$.

Note-se que mostrámos apenas o exemplo de um teste de cada exercício. Realizámos 10 para cada caso, o que implica 10 expoentes por caso. Para cada exercício calculámos a média dos dez valores obtidos. Nas Tabelas 2 e 3 apresentamos esses resultados, onde consideramos como erro associado o desvio padrão.

		$\sigma = 0,025 ; \tau = 0,00$	$\sigma = 0,050 ; \tau = 0,00$	$\sigma = 0,075 ; \tau = 0,00$
R/S	X	$1,04 \pm 0,02$	$0,97 \pm 0,01$	$1,00 \pm 0,02$
	M	$0,61 \pm 0,02$	$0,63 \pm 0,01$	$0,64 \pm 0,02$
DFA	X	$1,05 \pm 0,03$	$1,04 \pm 0,03$	$1,04 \pm 0,01$
	M	$0,55 \pm 0,03$	$0,58 \pm 0,02$	$0,58 \pm 0,03$

Tabela 2. Expoentes obtidos para diferentes σ .

		$\sigma = 0,075 ; \tau = 0,01$	$\sigma = 0,075 ; \tau = 0,02$	$\sigma = 0,075 ; \tau = 0,04$
R/S	X	$0,92 \pm 0,04$	$0,93 \pm 0,01$	$0,87 \pm 0,01$
	M	$0,69 \pm 0,03$	$0,74 \pm 0,02$	$0,81 \pm 0,02$
DFA	X	$1,01 \pm 0,07$	$1,02 \pm 0,03$	$0,95 \pm 0,03$
	M	$0,68 \pm 0,04$	$0,76 \pm 0,04$	$0,81 \pm 0,03$

Tabela 3. Expoentes obtidos para diferentes τ .

Analisando os expoentes obtidos, eles parecem ser consistentes, pois as zonas lineares da curvas log-log obtidas têm a vantagem de ser bastante lineares.

Podemos ver que o ruído aumenta o expoente de Hurst das flutuações da mão, mostrando que o seu movimento se torna mais persistente. Isto é fácil de compreender pois com mais ruído o cursor afasta-se mais frequentemente de posições consideradas aceitáveis para o sujeito. Assim, ele vê-se obrigado a executar movimentos de correcção numa direcção definida (movimento persistente) com vista a corrigir a posição do cursor.

Ao contrário, a variação da posição do cursor tem expoentes perto de 1 que diminuem com um aumento do ruído. Neste caso no regime controlado (σ e τ pequenos) o cursor move-se de acordo com movimentos direccionados, pois há controlo. Por isso o seu movimento é persistente, semelhante ao do movimento enviesado presente no exemplo da formiga, apresentado anteriormente. O ruído destrói este movimento controlado, reduzindo um pouco o expoente de Hurst.

Aparentemente a evolução dos expoentes obtidos pelos dois métodos é concordante, ainda que os seus valores numéricos não sejam idênticos. Os expoentes obtidos por DFA tendem a ser superiores aos que se obtêm com o método de Hurst. Esta observação concorda com os resultados obtidos por outros investigadores (ver por exemplo [24]).

5. Conclusões e Perspectivas Futuras

Neste trabalho foi discutido o desenvolvimento de alguns instrumentos de baixo custo susceptíveis de ampla aplicação hospitalar na área da medicina de reabilitação. O desenvolvimento destes instrumentos constitui um passo importante que procura promover a investigação do progresso de reabilitação física utilizando técnicas variadas. Este é um aspecto particularmente relevante pois a possibilidade de testar novas hipóteses e conceitos encontra-se muitas vezes limitada pela incapacidade de aplicar equipamento existente em novas situações. Sentimos particularmente esta limitação quando tentamos fazer testes versáteis e sincronizados utilizando electro-estimulação. Verificamos que, ainda que os parâmetros clínicos envolvendo esta técnica possam ser muito variados e susceptíveis de opiniões clínicas diversas, o equipamento existente segue protocolos pré-estabelecidos que tornam difícil desenhar novas estratégias e testes. Assim, o trabalho que iniciámos nesta área não nos permitiu obter resultados conclusivos, por limitação do equipamento existente, razão pela qual não foi incluído nesta tese.

Nesta tese desenvolvemos e aplicámos equipamento, e procurámos também desenvolver novos métodos de análise de dados. Em todos estes pontos pensamos que há progressos a realizar. Os sensores podem ser otimizados a nível de sensibilidade e portabilidade. Podem ainda ser aplicados em mais situações clínicas (por exemplo aos membros inferiores). Os métodos de análise de dados iniciados devem ser continuados com um maior número sujeitos (e pacientes), e devem ser complementados por modelos teóricos cuja elaboração já iniciámos, e que nos permitam melhor compreender a fundamentação fisiológica para a obtenção de diferentes resultados. Seria interessante compreender se parâmetros como os expoentes críticos podem ser clinicamente relevantes. Pensamos que a resposta pode ser afirmativa mas que dependerá do desenho do exercício proposto. No entanto, ainda que tenhamos motivações físicas para acreditar na relevância destas abordagens, neste momento não nos é possível estabelecer definitivamente uma conclusão.

Contudo não consideramos que a não conclusão de todos os objectivos seja motivo de desânimo. Antes pelo contrário, trata-se de uma etapa necessária na percussão de um objectivo. Pensamos que agora é mais fácil acreditar que teremos em breve equipamentos versáteis e fiáveis, e de grande utilidade na reabilitação de pessoas com deficiência física motora. E também pensamos que agora é mais fácil pensar em muitos desenvolvimentos, tanto a nível de equipamento como de estudos a realizar. Alguns destes estudos estão já em fase adiantado de progressão e serão concluídos em breve.

Referências

- [1] Mónica da Silva Cameirão e Fernão Vístulo de Abreu. “Coordination in Bimanual Human Motion”, Projecto de final de licenciatura em Engenharia Física, 2001
- [2] Joseph J. LaViola Jr. “A Survey of Hand Posture and Gesture Recognition Techniques and Technology”, <http://citeseer.ist.psu.edu/640288.html>, 1999
- [3] Jo Van Vaerenbergh, Ria Vranken, Lucia Briers and Herman Briers. “A Neural Network for Recognizing Movement Patterns during Repetitive Self-Paced Movements of the Fingers in Opposition to the Thumb”. *J Rehabil Med*, 33: 256-259, 2001
- [4] R. Boian, A. Sharma, C. Han, A. Merians, G. Burdea, S. Adamovich, M. Recce, M. Tremaine and H. Poizner. “Virtual Reality-Based Post-Stroke Hand Rehabilitation”. *Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality*, 2002 Conference, IOS Press, pp.64-70, Newport Beach CA, January 23-26 2002
- [5] Sergei V. Adamovich, Alma S. Merians, Rares Boian, Marilyn Tremaine, Grigore S. Burdea, Michael Recce and Howard Poizner. “A Virtual Reality Based Exercise for Hand Rehabilitation Post-Stroke Hand”. *IWVR*, 2003
- [6] Jeonghun Ku, Richard Mraz, Nicole Baker, Konstantine K. Zakzanis, Jang Han Lee, In Y. Kim and Simon J. Graham. “A Data Glove with Tactile Feedback for fMRI of Virtual Reality Experiments”. *CyberPsychology & Behavior*, Volume 6, Number 5, 2003
- [7] Haruhisa Kawasaki, Satoshi Ito, Hiroki Kimura and Hiroyuki Hayashi. “Hand Rehabilitation Support System Based on Self-Motion-Control”. *IEEE*, 2004
- [8] Shridharan S. Gopalan. “Improving Telerehabilitation with Virtual Reality”. *Virtual Reality in Manufacturing*, Summer 2002
- [9] Maureen K. Holden and Thomas Dyar. “Virtual Environment Training: A New Tool for Neurorehabilitation”. *Neurology Report*, Volume 26, Number 2, 2002
- [10] David Reinkensmeyer, Peter Lum and Jack Winters. “Emerging Technologies for Improving Access to Movement Therapy following Neurologic Injury”. *IEEE Press*, 2002
- [11] Heidi Sveistrup. “Motor Rehabilitation using Virtual Reality”. *Journal of NeuroEngineering Rehabilitation*, 1:10, 2004
- [12] M. Baubin, J. Kollmitzer, A. Pomaroli, P. Kraincuk, A. Kranzl, G. Sumann, G.F. Wiesinger and H. Gilly. “Force Distribution across the Heel of the Hand during simulated Manual Chest Compression”. *Resuscitation*, 35, 259-263, 1997

- [13] Gerrit G.J.M. van Zoest, Henk T.C.M. van den Berg and Fred C. Holtkamp. "Three-dimensionality of Contact Forces during Clinical Manual Examination and Treatment: A New Measuring System". *Clinical Biomechanics*, 17, 719-722, 2002
- [14] S.E. Crook and P.H. Chappell. "A Portable System for Closed Loop Control of the Paralyzed Hand using Functional Electrical Stimulation". *Medical Engineering & Physics*, 20, 70-76, 1998
- [15] Niels Smaby, Mary Elise Johanson, Brian Baker, Deborah Ellen Kenney, Wendy Marie Murray and Vincent Rod Hentz. "Identification of Key Pinch Forces required to Complete Functional Tasks". *Journal of Rehabilitation Research & Development*, Volume 41, Number 2, Pages 215-224, March/April 2004
- [16] Herbert Heuer, Raphael Schulna and Alwin Luttmann. "The Effects of Muscle Fatigue on Rapid Finger Oscillations". *Experimental Brain Research*, 147, 124-134, 2002
- [17] David J. Beebe, Denice D. Denton, Robert G. Radwin and John G. Webster. "A Silicon-Based Tactile Sensor for Finger-Mounted Applications". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Volume 45, Number 2, February 1998
- [18] Kostas N. Tarchanidis and John N. Lygouras. "Data Glove With a Force Sensor". *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Volume 52, Number 3, June 2003
- [19] Theresa M. Sukal, Andrew H. Meisner and Rukayat T. Salako. "Restoration of Finger Function in Hemiparetic Stroke Patients Using Goal-Directed Therapy: Coordination Station". 2003 *Summer Bioengineering Conference*, June 25-29, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida, 2003
- [20] Benoit Mandelbrot. "Les objets fractals". 1975
- [21] D. Stauffer and H. E. Stanley. "From Newton to Mandelbrot. Second Edition. Springer, 1975
- [22] Paolo B. DePetrillo, d'Armond Speers and Urs E. Ruttiman. "Determining the Hurst exponent of fractal time series and its application to electrocardiographic analysis". *Computers in Biology and Medicine*, 29, 393-406, 1999
- [23] Rudolph C. Hwa and Thomas C. Ferree. "Stroke detection based on the scaling properties of human EEG". *Physica A*, 338, 246-254, 2004
- [24] Rafal Weron. "Estimating long-range dependence: finite sample properties and confidence intervals". *Physica A*, 312, 285-289, 2002