



UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR
Engenharias

Desenvolvimento de uma Plataforma Laboratorial para Aquisição de Biosinais

Simone Ausenda Felisberto Espanhol

Tese para obtenção do Grau de Mestre em
**Engenharia Electrotécnica e de Computadores: Sistemas
Biónicos**
(2º ciclo de estudos)

Orientador: Prof. Doutor António Espírito Santo

Covilhã, 24 de Junho de 2013

Folha em branco

Dedicatória

Quero dedicar este trabalho aos meus pais por me terem sempre apoiado em toda a minha vida académica, com muito esforço, dedicação e paciência.

Quero ainda dedicar este trabalho ao meu orientador pelo esforço e acompanhamento dado.

Dedico ainda aos meus amigos pelo incansável apoio emocional prestado nos momentos mais difíceis.

Folha em branco

Agradecimentos

Quero em primeiro lugar agradecer ao meu orientador, o Professor Doutor António Espírito Santo, pela orientação dada, pela paciência e compreensão tidas nos momentos de bloqueio. Quero ainda agradecer por se ter mostrado sempre disponível para me auxiliar na execução deste trabalho.

Agradeço ainda aos meus pais pelo esforço feito, pela compreensão, pela paciência nos momentos mais complicados, pelo amor e carinho dados e pelo acompanhamento emocional.

Não posso de forma alguma deixar de parte os meus grandes amigos, Fábio Castanheira, Hélder Aragão Martins, Manuel Gomes e Isabel Cristina Oliveira por tudo o que fizeram por mim. Desde conselhos, acompanhamento emocional, boa disposição, paciência e muita tolerância tida em determinados momentos mais críticos. Agradeço-lhes ainda o apoio incansável, a preocupação constante e o esforço para tornarem as coisas sempre mais fáceis.

Quero ainda agradecer a outros amigos que ainda que não estivessem presentes todos os dias, sempre mostraram a sua preocupação e apoio incondicional.

Por fim, quero agradecer aos meus vizinhos pela sua presença, preocupação, disponibilidade e atenção constantes ao meu estado de espírito, tendo sempre ajudado a nível emocional em momentos mais difíceis.

Assim, a todos quero desde já deixar o meu muito obrigada!!!!

Folha em branco

Resumo

Para onde quer que olhemos vemos a tecnologia inculcada em qualquer local, aplicação e área. A evolução tecnológica nos últimos anos foi grande e notável em todos os aspectos. A fiabilidade, tamanho e relação qualidade-custo dos dispositivos electrónicos é das melhores de sempre. Contudo, com as novas imposições e necessidades do quotidiano fazem com que os organismos e individualidades da área das engenharias continuem em constante pesquisa e investigação à procura de melhorar o que já existe e até criar algo novo.

Assim sendo, com a evolução já conseguida, é muitas vezes necessário voltar ao básico para que uma nova evolução e até “descomplicação” dos mecanismos já existentes sejam exequíveis. Desta forma, e tendo em conta toda a literatura existente sobre os vários componentes electrónicos e mecanismos/fenómenos existentes, é necessário pegar nessa teórica e passar à prática. Ou seja, é necessário criar laboratórios experimentais por forma a testar alguns conceitos básicos para que, a partir daí, seja possível evoluir.

Com isto, pretende-se com esta dissertação, desenvolver dois laboratórios experimentais onde os conceitos teóricos básicos são apresentados bem como alguns mecanismos que tornam possível a execução dos laboratórios. Ao longo dos mesmos são ainda fornecidos os passos essenciais a seguir neste tipo de trabalhos.

Palavras-chave

MSP430G2553, Acelerómetro, ADXL202, Sensor de Temperatura, Termopar, Code Composer Studio, Putty, Processing.

Folha em branco

Abstract

Wherever we look we see technology inculcated in any location, and application area. Technological developments in recent years have been great and remarkable in every aspect. The reliability, size and quality-cost of electronic devices are the best ever. However, the new requirements and needs of everyday living make organizations and individuals in the area of engineering remain in constant research and investigation, looking to improve what already exists and to create something new.

Thus, with the development already achieved, it is often necessary to go back to basics for a new evolution and even the simplification of existing mechanisms are feasible. Thus, taking into account all literature existent on various electronic components and mechanisms / phenomena, it is necessary to take that theory and put into practice. I.e., it is necessary to create experimental laboratories in order to test some basic concepts so that from there, you can evolve.

It is intended with this thesis, to develop two experimental laboratories where theoretical concepts are presented, as well as some mechanisms that make the implementation of laboratories possible. Along we are further provided the essential steps to follow in this type of work.

Keywords

MSP430G2553, Accelerometer, ADXL202, Temperature Sensor, Thermocouple, Code Composer Studio, Putty, Processing.

Folha em branco

Índice

Capítulo 1	1
Introdução.....	1
Necessidade das Ferramentas	1
Quais as Ferramentas	2
Objectivos Gerais Para a Realização Desta Dissertação	2
O Sensor de Aceleração.....	3
Caracterização dos Acelerómetros	4
Acelerómetros Capacitivos	4
Acelerómetros Piezoeléctricos	5
Acelerómetros Piezoresistivos.....	6
Acelerómetros MEMS	7
Comparação dos Acelerómetros.....	8
Capítulo 2 - Aquisição de Sinais de Movimento Utilizando um Acelerómetro	9
Introdução.....	9
Motivação	10
Objectivos Específicos Para a Elaboração deste Protocolo Laboratorial.....	11
Modelo Teórico-Mecânico do Nosso Caso de Estudo	12
Modelo de Estudo	15
Resumo Laboratorial	17
A Tecnologia MSP430G2553	17
Recursos do MSP430G2553	18
Proposta de Solução e Análise do Problema	18
Configuração do projecto com o Grace.....	20
Aplicação da Função Principal.....	29
Interface com a Aplicação Processing.....	32
Construção e Montagem do Hardware	33
Experiência Laboratorial	35
Aquisição dos Dados	35
Tratamento dos Dados	36
Apreciação Crítica do Capítulo	39
Capítulo 3	40
Introdução.....	40
O Sensor de Temperatura	40
Caracterização dos Sensores de Temperatura	41
Sensores do Tipo Resistivo	42

Termopares	43
Termódodos	44
Termístores	45
Sensores de Temperatura SAW	47
Comparação dos Sensores de Temperatura	49
Capítulo 4 - Aquisição de Sinais de Temperatura Utilizando um Termopar	50
Introdução.....	50
Motivação	51
Objectivos Específicos Para a Elaboração deste Protocolo Laboratorial.....	53
Modelo Teórico-Mecânico do Nosso Caso de Estudo	54
Modelo de Estudo	55
Resumo Laboratorial	56
Recursos do MSP430G2553	57
Proposta de Solução e Análise do Problema	58
Aplicação da Função Principal.....	59
Esquemático do PCB.....	66
Recepção de Dados e Visualização.....	67
Apreciação Crítica do Capítulo	71
Capítulo 5 - Conclusão	72
Bibliografia.....	73

Folha em branco

Lista de Figuras

Figura 1 - Esquema de funcionamento de um sensor de aceleração.	3
Figura 2 - Esquema de funcionamento de um acelerómetro capacitivo.	4
Figura 3 - Esquema de funcionamento de um acelerómetro piezoeléctrico.	5
Figura 4 - Esquema de funcionamento de um acelerómetro piezoresistivo.	6
Figura 5: Coluna vertebral humana com vista anterior (a), vista lateral esquerda (b) e vista posterior (c). Mostra a divisão da coluna vertebral em vértebras cervicais, torácicas, lombares e sagradas. As vértebras cervicais são sete (C1 a C7), as torácicas são doze (T1 a T12), as lombares são cinco (L1 a L5) e as sagradas são tipicamente cinco (S1a S5) e o cóccix.	15
Figura 6: Posição da pessoa quando se encontra sentada. A figura mostra também o referencial base para o estudo do movimento.	16
Figura 7: Posição da pessoa quando já se encontra a iniciar o movimento para se levantar. Passa de uma posição ergonómica e correctamente sentada para uma posição de tronco inclinado para preparar o corpo para se levantar. Também aqui a posição das pernas é ligeiramente alterada a fim de proporcionar um equilíbrio adicional.	16
Figura 8: Posição e postura corporal da pessoa quando já está de pé.	16
Figura 9 - Figura exemplificativa de como criar um projecto CCS	20
Figura 10 - Definição do tipo de projecto pretendido.	21
Figura 11 - Janela que permite configurar os recursos do MSP430G2553.	22
Figura 12 - Representação gráfica de todos os recursos do MSP430G2553.	22
Figura 13 - Como configurar o BCS+.	23
Figura 14 - Representação das características do módulo BSC+ a configurar.	23
Figura 15 - Representação das características do módulo WDT+ já configuradas.	24
Figura 16 - Representação das características do módulo ADC10 já configuradas.	25
Figura 17 - Representação das características do módulo Timer0_A3, unidade CCR0, já configuradas.	26
Figura 18 - Representação das características do módulo USCI_A0, já configuradas.	27
Figura 19 - Representação das características do módulo GPIO, já configuradas.	28
Figura 20 - Eixo cartesiano referente aos dados adquiridos apresentados na linha 1 da tabela 2.	36
Figura 21 - Eixo cartesiano referente aos dados adquiridos apresentados na linha 2 da tabela 2.	36
Figura 22 - Eixo cartesiano referente aos dados adquiridos apresentados na linha 3 da tabela 2.	36
Figura 23 - Eixo cartesiano referente aos dados adquiridos apresentados na linha 4 da tabela 2.	37
Figura 24 - Eixo cartesiano referente aos dados adquiridos apresentados na linha 5 da tabela 2.	37

Figura 25 - Eixo cartesiano referente aos dados adquiridos apresentados na linha 6 da tabela 2.....	37
Figura 26 - Modelo de estudo para a aquisição dos dados da temperatura corporal.	55
Figura 27 - Imagem ilustrativa da disposição dos componentes da placa de trabalho do termopar.	66

Folha em branco

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Tabela ilustrativa das ligações electrónicas a efectuar.	33
Tabela 2 - Dados adquiridos do ADXL202.	35

Folha em branco

Lista de Acrónimos

ACLK	Auxiliary Clock
ADC	Analog to Digital Converter
BSC	Basic System Clock
CCS	Code Composer Studio
DCO	Digitally Controlled Oscillator
I2C	Inter-Integrated Circuit
GPIO	General Purpose Input/Output
GND	Ground
LED	Light-Emitting Diode
MCLK	Master Clock
MEMS	Micro-Electro-Mechanical Systems
MSP	Mixed Signal Processor
SMCLK	Sub-System Master Clock
SPI	Serial Peripheral Interface
PCB	Printed Circuit Board
PTAT	Proportional To Absolute Temperature
PWM	Pulse Wide Modulation
SAW	Surface Acoustic Waves
RTD	Resistance Temperature Detector
TCR	Temperature Coefficient of Resistivity
TI	Texas Instruments
UART	Universal Asynchronous Receiver/Transmitter
USCI	Universal Serial Communications Interface
WDT	Watchdog Timer

Folha em branco

Capítulo 1

Introdução

Desde sempre o ser humano procurou melhores condições de vida e, para isso sempre partiu à descoberta de novas tecnologias e de conhecimento por forma a atingir os seus objectivos. Com o desenvolvimento de novas metodologias e colocação em causa de teorias já descobertas e tidas como verdadeiras chegou-se a um patamar de conhecimento vasto e minucioso como o dos dias de hoje.

Assim, tendo em conta o desenvolvimento já conseguido e os novos desafios que a sociedade actual enfrenta é agora necessária uma maior colaboração entre as várias áreas do conhecimento para que seja alcançado um novo patamar do conhecimento e desenvolvimento por forma a melhorar as condições de vida da humanidade.

Em particular, no nosso caso de estudo, a área das engenharias, com a sua nova tecnologia sempre em desenvolvimento deve cada vez mais estar ligada à área da saúde e prestação de cuidados médicos.

Desta forma, é o nosso objectivo aliar o conhecimento e tecnologias da área da engenharia electrotécnica e de computadores para conseguir obter dados de grandezas do corpo humano de grande importância para o diagnóstico e terapêutica médica.

Neste capítulo vamos fazer uma breve alusão aos conceitos teóricos da engenharia electrotécnica necessários para uma melhor compreensão do laboratório a realizar.

Necessidade das Ferramentas

Para o estudo de grandezas de importância vital para o ser humano, tal como já foi mencionado, é necessário recorrer a ferramentas da electrónica por forma a conseguir adquirir os dados, processá-los, filtrá-los do ruído e analisá-los e traçar um padrão. Assim, com o auxílio destas ferramentas de aquisição e processamento de dados é possível traçar um padrão que permite analisar os dados e traçar um diagnóstico e/ou tratamento terapêutico.

Desta forma, é possível aliar os esforços de várias áreas do conhecimento para um bem maior, que é a melhoria das condições de vida da população envelhecida e da população jovem cada vez mais carregada de novos problemas aliados aos desafios que diariamente lhes são impostos.

Quais as Ferramentas

As ferramentas necessárias para a realização das actividades experimentais passam pela utilização de um microcontrolador (MSP430G2553 - *Mixed-Signal Processor*) incluído numa plataforma de desenvolvimento, também ela da TI (*Texas Instruments*), o *LaunchPad*.

No caso do primeiro laboratório, em que pretendemos adquirir informação associada ao movimento de um corpo, precisamos ainda de um acelerómetro, que ligado ao microcontrolador, permite recolher os dados a enviar para um computador portátil. Ainda será necessário usar o *Code Composer Studio* (CCS), o *Putty* e o *Processing* para programar, obter e visualizar os dados adquiridos, respectivamente.

No segundo laboratório é necessário um sensor de temperatura por forma a conseguirmos adquirir as alterações de temperatura. Além de um sensor de temperatura é ainda necessário um sistema (CC2500) de envio de dados via *wireless*. Este sistema de envio de dados irá comunicar com o microcontrolador por forma a ser possível a visualização dos dados. Tudo isto é possível usando ainda o CCS, o *Putty* e o *Processing*.

Objectivos Gerais Para a Realização Desta Dissertação

Com a realização desta dissertação pretendemos mostrar a grande importância do papel do Biomédico enquanto ponte entre várias áreas do conhecimento destacando-se a ligação entre a Medicina e a Engenharia.

Além disto pretendemos ainda projectar dois protocolos laboratoriais, exemplificativos e didácticos, da área da Instrumentação Biomédica que comprovam a necessidade abordada no primeiro ponto.

É ainda nosso objectivo dotar os futuros Biomédicos das técnicas de trabalho a ter e a serem seguidas bem como a lógica de raciocínio imprescindível a aplicar na execução/resolução de problemas biomédicos associados com a Instrumentação Biomédica.

O Sensor de Aceleração

Um acelerómetro é um sensor ou transdutor mecânico ou electromecânico que efectua a medição da aceleração ou desaceleração dos objectos. O sensor transforma uma grandeza física, neste caso a aceleração, numa grandeza eléctrica, neste caso uma tensão. A aceleração é a taxa de aumento na velocidade do movimento de um objecto; é uma medida de quão rápido muda o valor de velocidade. O valor da aceleração pode ser obtido em uma, duas ou três direcções recorrendo-se para isso a um acelerómetro uni, di ou tri-axial, respectivamente [1].

Normalmente os acelerómetros têm na sua composição uma massa de reacção que se encontra suspensa numa estrutura estacionária. Pode-se olhar para este dispositivo como um transdutor¹ num sistema massa-mola que está localizado no interior do sensor que, por sua vez, se encontra unido ao corpo como mostra a Figura 1. Quando acelerado, a massa inercial cria uma resistência à alteração do movimento. Por isso, a força exercida pela massa acaba por ser equilibrada pela mola. Consequentemente, como permitido, o deslocamento da mola será proporcional à força aplicada, sendo esta a grandeza física medida pelo acelerómetro. Da mesma forma, a aceleração do corpo é também ela proporcional ao deslocamento da massa [1]. A saída do acelerómetro é uma saída analógica em PWM (*Pulse Wide Modulation*).

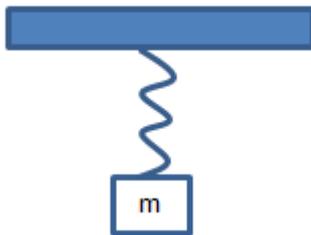


Figura 1 - Esquema de funcionamento de um sensor de aceleração.

Utilizando um acelerómetro, pode-se medir a aceleração de um ponto particular ao longo de um eixo sensível do acelerómetro. Através de instrumentação médica, torna-se possível observar a magnitude da aceleração aplicada ao corpo em estudo [1].

A medição da aceleração ou uma das suas derivadas como: a vibração, o choque; ou a inclinação, tornou-se muito importante numa variada gama de aplicações práticas [2][3].

Existem muitos acelerómetros que são não só analógicos como também digitais que aumentam o número de aplicações onde esta tecnologia pode ser aplicada. A maioria dos acelerómetros mais antigos tem como base sensores analógicos.

¹ Neste caso o transdutor é a massa do acelerómetro que transforma a aceleração sofrida num deslocamento. O transdutor transforma uma grandeza física em outra grandeza física. O sensor transforma uma grandeza física numa grandeza eléctrica.

Caracterização dos Acelerómetros

Os acelerómetros são de vários tipos, contudo todos eles têm características únicas e, por isso, cada um apresenta vantagens e desvantagens. Assim sendo, a escolha do acelerómetro depende da aplicação à qual se pretende associar o mesmo. De entre os acelerómetros mecânicos pode-se destacar os mais comuns, sendo eles os acelerómetros capacitivos, piezoelétrico e piezoresistivos [4]. Actualmente, os acelerómetros mecânicos são em algumas situações substituídos por um novo tipo de acelerómetros eléctricos. Um exemplo é o acelerómetro MEMS do inglês *Micro-Electro-Mechanical Systems* [1]

Acelerómetros Capacitivos

Os condensadores são componentes que armazenam cargas eléctricas. Existem vários tipos de condensadores e são diferentes uns dos outros dependendo da sua capacidade, ou seja, dependendo da quantidade de cargas eléctricas que são capazes de armazenar. Genericamente, um condensador é formado por duas placas paralelas uma à outra. A capacidade C é dada por $C = \varepsilon A/d$, onde ε é uma constante que depende do material que se encontra entre as duas placas, A é a área das placas ($A \gg d^2$) e d corresponde à distância entre as duas placas paralelas [1].

Os acelerómetros capacitivos são constituídos por um condensador que está localizado entre a massa e a estrutura que suporta a mesma [4] (Figura 2). Os condensadores são sensíveis a alterações na capacidade entre a massa e a estrutura. A aceleração da massa induz alterações na distância entre a placa fixa e a placa móvel do condensador. O espaço entre estas duas placas é inversamente proporcional à capacidade do condensador. A capacitância vê-se alterada em resposta à aceleração envolvendo a variação do sinal de saída do circuito [1].

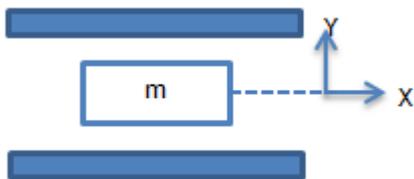


Figura 2 - Esquema de funcionamento de um acelerómetro capacitivo.

Acelerómetros Piezoeléctricos

O funcionamento dos acelerómetros piezoeléctricos é baseado no uso de cristais piezoeléctricos [1] e dipólos eléctricos [5]. Estes cristais são de natureza sintética ou natural e são capazes de produzir carga quando submetidos a compressão ou tracção [1].

Neste tipo de acelerómetros, o cristal piezoeléctrico encontra-se unido à massa do acelerómetro (Figura 3). Quando actuam forças no acelerómetro que o fazem vibrar, o cristal piezoeléctrico é sujeito a forças de compressão e tracção levando à geração de carga; por outro lado a massa segue as leis da inércia. Tendo em conta a lei de Newton², as forças em questão são proporcionais à aceleração, [4], [6].

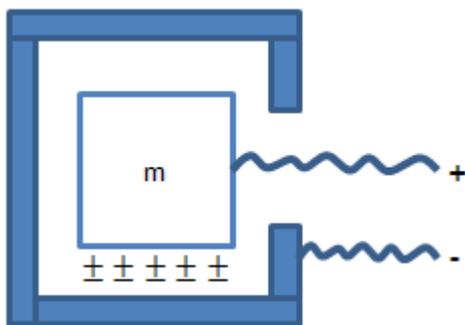


Figura 3 - Esquema de funcionamento de um acelerómetro piezoeléctrico.

Este tipo de acelerómetros não necessita de uma fonte de alimentação, ou seja, o sinal obtido à saída do acelerómetro pode ser directamente ligado ao próprio detector de vibrações.

Uma outra vantagem deste tipo de acelerómetros passa pelo facto de todos os seus constituintes serem fixos o que permite uma linearidade entre o sinal obtido e a aceleração ocorrida. Além disto, o sinal obtido pode ser integrado por forma a conseguir a velocidade e deslocamento do próprio sinal.

Este tipo de acelerómetros é utilizado em sistemas de limpeza por ultra-som (como, por exemplo os do tipo “*Hard*”, *Navy Type I*) em processamento de materiais (como, por exemplo, os “*Soft*” *Navy Type II*), em hidrofones, entre outras aplicações.

² $F = ma$

Acelerómetros Piezoresistivos

Enquanto nos acelerómetros piezoelétricos estão presentes cristais piezoelétricos, nos acelerómetros piezoresistivos está presente um componente piezoresistivo. Desta forma, quando os acelerómetros piezoresistivos são sujeitos a uma força, a massa faz variar a resistência do acelerómetro captada através de uma ponte de Wheatstone³[1] como ilustra a Figura 4.

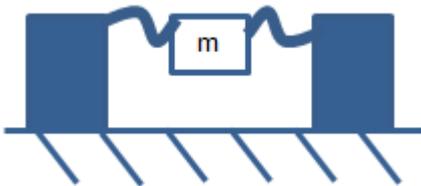


Figura 4 - Esquema de funcionamento de um acelerómetro piezoresistivo.

Este tipo de acelerómetros tem aplicação na detecção de sismos, em aplicações automóveis tais como a determinação das condições de conforto ao conduzir, airbags, estabilidade, montagens para testes e em telemóveis.[1].

No caso dos *notebook* detectam, por exemplo, quando está o computador em queda livre. Isto permite que esteja o controlador programado para parar a rotação do disco rígido por forma a evitar a perda de dados.

No caso dos vídeo-jogos são usados em aplicações interactivas por forma a ser possível jogar sem os tradicionais comandos de jogos.

³ Ponte com quatro resistências das quais uma é variável. A partir das outras três resistências conseguimos saber o valor da resistência variável.

Acelerómetros MEMS

Recentemente surgiu uma nova aplicação da tecnologia de fabricação de circuitos integrados. Esta aplicação trouxe uma nova visão para o desenvolvimento dos microssistemas electromecânicos, MEMS [7].

Os MEMS são dispositivos semicondutores manufacturados através de tecnologias de micro manufacturação de silicone [8]. Estes, tal como os transístores CMOS⁴ são encontrados em *chips*. Contudo, neste caso, movem-se não só os electrões como também as molas de silicone, eléctrodos, membranas e arco suspenso (que são a grandeza física deste sensor). O uso de silicone tem por base as vantagens do mesmo relativamente aos dispositivos de quartzo e piezoeléctricos não só no preço, como também no tamanho e desempenho. Assim sendo, justifica-se o crescimento do uso de MEMS na actualidade [9].

São bastante usados em aplicações biomédicas para a monitorização da actividade pois são de baixo custo, pequenos, e de resposta ampla à frequência e com ruído bastante reduzido [4], [10].

Atendendo à lei de Gordon Moore, um fundador da *Intel Corporation* que em 1965 observou que o número de transístores num chip duplicaria a cada dezoito meses cada vez que mais pequenos ficam outros componentes dos chips tal como os acelerómetros [1], [11].

⁴ Transístores CMOS (Complementary Metal-Oxide-Semiconductor) são dispositivos electrónicos usados como amplificadores ou interruptores de sinais eléctricos e são constituídos por materiais semicondutores.

Comparação dos Acelerómetros

Como vimos são várias as tecnologias aplicadas na fabricação de acelerómetros com aplicabilidade nas mais diversas aplicações. Assim sendo, de entre tanta oferta resta saber qual o acelerómetro a usar mediante a aplicação para a qual ele é necessário.

Desta forma, convém sempre definir quais são as características que o equipamento tem de possuir para a aplicação em questão.

Tendo em conta que um acelerómetro foi projectado para detectar um determinado movimento associado a um corpo, seja ele sob a forma de deslocamento, vibração ou choque ao longo dos vários eixos do referencial cartesiano, em primeiro lugar temos de saber que tipo de movimento se quer monitorizar. Ou seja, se vamos adquirir os dados de um movimento sob acelerações estáticas ou dinâmicas.

Depois de sabermos o tipo de movimento a monitorizar, devemos definir se o movimento vai ser monitorizado ao longo de um, dois ou três eixos. Temos de definir qual o período de tempo e frequência de aquisição do movimento. É também de grande importância saber qual a resolução mínima e máxima desejada para a aquisição dos dados do movimento num determinado comprimento da banda do sinal.

Depois de definir todas estas características deve-se ainda saber qual vai ser a fonte de alimentação do sensor e se pretendemos ter na saída um sinal analógico

Depois de termos todos estes aspectos definidos, devemos procurar o sensor acelerómetro que mais se adequa a todos estes requisitos que foram definidos.

É ainda de salientar que na escolha do acelerómetro deve ser tido em conta o custo que o dispositivo tem, por forma a conseguirmos ter sempre a melhor relação possível entre o custo do material e a qualidade de resultados que podemos obter.

Capítulo 2 - Aquisição de Sinais de Movimento

Utilizando um Acelerómetro

Introdução

São muitas as vezes em que é necessário monitorizar a postura do corpo humano [12]. Algumas delas passam por avaliar o movimento corporal a fim de determinar alguns distúrbios que possam indicar algum tipo de patologia ou até a partir da patologia já conhecida, controlar a locomoção corporal afectada pela patologia. Alguns exemplos de pacientes cujos movimentos devem ser controlados são aqueles que estão sujeitos a hemodiálise e que têm determinadas doenças renais [13]. Estes pacientes vêem a sua morbidade e mortalidade aumentada devido a várias causas incluindo a tendência que têm para cair. Noutros casos, especialmente em idosos, é necessário monitorizar os movimentos corporais para detectar e alertar uma possível queda que pode agravar o estado de saúde da pessoa e deteriorar ainda mais o seu nível de vida [14]. Contudo, é de notar que a maioria dos sistemas de detecção de quedas já existentes apenas faz uma filtragem do sinal adquirido de forma a retirar todo o conteúdo do sinal correspondente a tarefas da vida quotidiana. Assim sendo, o grande problema da questão passa por saber realmente quando é que a pessoa está a cair ou está a executar uma tarefa (saltar, sentar...) que possa induzir, em erro, uma queda. Desta forma é necessária uma contínua evolução dos sistemas em questão por forma a reduzir os falsos negativos e os falsos positivos [15].

No nosso caso particular, queremos apenas desenvolver uma tecnologia que nos permita detectar determinados movimentos corporais. Assim sendo, estudaremos os conceitos teóricos associados à aplicação desta tecnologia de instrumentação médica e faremos um laboratório exemplificativo da sua aplicação.

Motivação

Cada vez mais na sociedade actual é necessária a monitorização do movimento corporal. São muitos os casos em que os pacientes não conseguem um diagnóstico adequado e atempado por parte do profissional de saúde por insuficiência de sintomas ou métodos auxiliares de diagnóstico [12].

De entre muitas tarefas associadas à função do biomédico, o conseguir fazer a ponte entre um técnico de saúde e um técnico da engenharia é uma das mais evidentes. Assim, cabe ao biomédico em conjunto com outros profissionais desenvolver mecanismos auxiliares de diagnóstico.

Desta forma, é necessário um conhecimento vasto na área da medicina para que possamos saber o que pretendemos avaliar. Além disto é necessário também ter um conhecimento também ele vasto na área da tecnologia ligada à engenharia por forma a saber como avaliar os parâmetros em questão.

Objectivos Específicos Para a Elaboração deste Protocolo

Laboratorial

Para a elaboração deste trabalho laboratorial tem-se como objectivo ter, em primeiro lugar, uma noção dos problemas que advêm de distúrbios de várias sequências de movimentos corporais. Especificamente, o nosso objectivo passa pela aquisição de um padrão de movimento para a sequência de movimentos sentar-levantar-sentar.

Pretende-se ainda projectar uma forma de monitorizar a sequência de movimentos mencionada. É de igual importância adquirir conhecimentos específicos de como trabalhar com um sensor de movimento, um microcontrolador, plataformas electrónicas de desenvolvimento, *software* de programação de microcontroladores e *software* de visualização dos dados adquiridos.

Outro objectivo passa por capacitar um Biomédico da técnica de interpretação de resultados laboratoriais bio electrónicos.

Assim, atingindo estes objectivos, o aluno é ainda dotado de uma capacidade comunicativa melhorada entre um profissional da área da saúde e um profissional da electrotécnica dando-lhe experiência de como perceber o que o profissional de saúde precisa, o que o profissional de electrotécnica conhece e que pode auxiliar à resolução do problema e ainda de como o biomédico deve interpretar toda a informação que lhe foi dada e chegar a uma solução. O biomédico sai ainda com capacidades acrescidas de conhecimento de experiência de trabalho e uma visão bem mais alargada dos problemas que afectam a sociedade e o que é preciso fazer para colmatar/resolver esses problemas.

Modelo Teórico-Mecânico do Nosso Caso de Estudo

Tendo em conta que uma pessoa com dificuldades motoras não deve estar sempre na mesma posição, ou seja, nem sempre de pé, sentada ou deitada para evitar hematomas, o controlo do seu movimento corporal é deveras importante. Assim sendo, deve-se alternar a posição da pessoa.

Não só na população mais envelhecida mas também na população mais jovem, as quedas são uma das principais fontes de morbilidade e mortalidade. Com as quedas vêm as lesões, fracturas significantes e até mesmo a morte. Com as lesões vem o medo e a possibilidade de ficar com sequelas para toda a vida implicando uma diminuição da auto-confiança, uma restrição nos movimentos que se podem fazer em actividades sociais e domésticas. Tudo isto conduz a um aumento do isolamento e solidão [2].

Na população mais idosa as quedas são um acontecimento mais compreensível, isto devido à diminuição da destreza física associada aos movimentos músculo esqueléticos que se vêem mais limitados. Contudo, na população mais jovem isto não se verifica. Desta forma, é sempre um desafio para os técnicos de saúde saberem diagnosticar as causas que conduzem a uma queda. Recorrendo a instrumentação biomédica, é possível facilitar e apressar o diagnóstico através da monitorização permanente do movimento [2].

Geralmente, a maioria das quedas devem-se a desordens na sincronização do balançar no movimento de caminhar [16]. Para evitar o agravamento das desordens é necessário que o problema seja identificado o mais precocemente possível para que a terapia de reabilitação seja iniciada também ela o quanto antes [17-19].

São já vários os estudos científicos que vêm mostrar que a avaliação do problema do paciente vê-se dependente da precisão e compreensão subjectiva dependendo do profissional de saúde [20], [21]. Assim, é cada vez mais importante aplicar métodos de monitorização simples, precisos, fiáveis que façam a avaliação da situação para que a subjectividade no diagnóstico e terapêutica seja diminuída. Para isso é preciso monitorizar o ciclo de movimento em questão [22]. Depois de monitorizado, este movimento é obtido na forma de um sinal que tem de ser tratado, ou seja, processado, filtrado e depois analisado. Na análise é necessário identificar qual é a frequência do movimento e amplitude do mesmo para que seja bem compreendido [23].

Pode usar-se também o dispositivo para detectar o movimento efectuado pelos braços quando, por exemplo, um desportista de atletismo está a correr. Assim, é possível estudar os padrões de movimento e saber qual deles é o melhor para que se possa melhorar o desempenho.

Outra aplicação biomédica em que pode ser introduzido passa pela monitorização do movimento sentar-levantar-sentar. Com o estudo deste movimento pode-se saber qual o padrão ideal de movimento para exigir o menor esforço muscular e saber qual o movimento mais assertivo.

O movimento do pé pode também ser analisado com o auxílio deste dispositivo. Assim, pode conhecer-se o ângulo de movimento específico de cada pessoa. Tal como o pé, também os movimentos do joelho e da anca podem ser monitorizados.

A monitorização de todos estes movimentos é deveras importante em várias situações de entre as quais se pode destacar os pacientes com doença de Parkinson que vêm a sua mobilidade gradualmente reduzida, doentes que sofram de artroses, doenças musculares, entre outros.

De notar que esta monitorização pode ser usada não só como evolução do estado de doença, mas também como evolução do estado de melhoria. Neste último caso destacam-se os pacientes que estão submetidos a tratamentos vários, de entre os quais a fisioterapia. Com esta ferramenta de monitorização pode também ser melhor ajustado o programa de reabilitação dos pacientes [24].

Para que esta monitorização seja possível torna-se necessário construir um dispositivo integrado que permita captar todos os sinais de movimento para que depois possam ser filtrados e processados. Após o processamento dos sinais é ainda necessário construir uma forma de os tornar visíveis e perceptíveis para os prestadores de cuidados de saúde.

Assim sendo, o dispositivo que permite a detecção de movimento é o acelerómetro. Existem vários tipos de acelerómetros. Cada um deles tem características diferentes sendo que, para os nossos casos de estudos, uma das características mais importantes prende-se com o número de eixos. Em todos os casos de estudo mencionados é imprescindível que os acelerómetros tenham pelo menos dois eixos. Apenas para simplificação do processamento do sinal se escolheria um acelerómetro de três eixos, visto que com dois eixos é possível saber a orientação e movimentação ocorrida no terceiro eixo.

Assim, o acelerómetro que vai ser utilizado é o ADXL202 devido às suas características que serão mencionadas mais adiante [25].

Para que seja possível obter os dados da alteração do movimento não é necessário apenas o acelerómetro mas também um circuito integrado que permita comunicar com o acelerómetro e que tenha uma interface amigável por forma a visualizar o sinal de movimento. O circuito integrado vai ser o MSP430G2553 [26] que será estudado também mais adiante, bem como o modo de comunicar com o ADXL202.

Os acelerómetros são descritos em muitos artigos científicos como uma escolha ideal para avaliar este tipo de casos devido a um conjunto de características do dispositivo, de entre as quais podem ser destacadas o fato de não ser invasivo, ser portátil e de reduzidas dimensões [27-29].

Variadas das vezes o paciente não tem destreza muscular para controlar a sua posição. Desta forma, a técnica prestadora de serviços de saúde deve ser alertada sempre que haja um movimento que se assemelhe a uma possível deslocação/queda [12] em tempo real [24]. Para isso, o dispositivo tecnológico a usar deve ser colocado na parte posterior da região lombar quando o paciente se encontra na posição sentado, como mostra a Figura 5. Desta forma, sempre que haja um movimento em que se suspeite de uma possível queda/movimento, será enviado um alerta a um outro dispositivo que se deve encontrar na posse da técnica prestadora de serviços de saúde.

Modelo de Estudo

Pretende-se estudar o movimento sentar levantar sentar. Para isso é imprescindível saber onde devem ser colocados os sensores de movimento (acelerómetros) para que o sinal adquirido seja o mais característico possível do movimento associado.

Assim, o acelerómetro deverá ser colocado ao longo da medula espinhal mais concretamente na zona lombar. Na zona lombar temos cinco vértebras. O dispositivo deverá ser colocado mais ou menos ao nível da L3 ou L4 (vértebra lombar 3 ou vértebra lombar 4, como mostra a Figura 5) para que o sinal adquirido seja o mais próximo do característico do movimento possível.

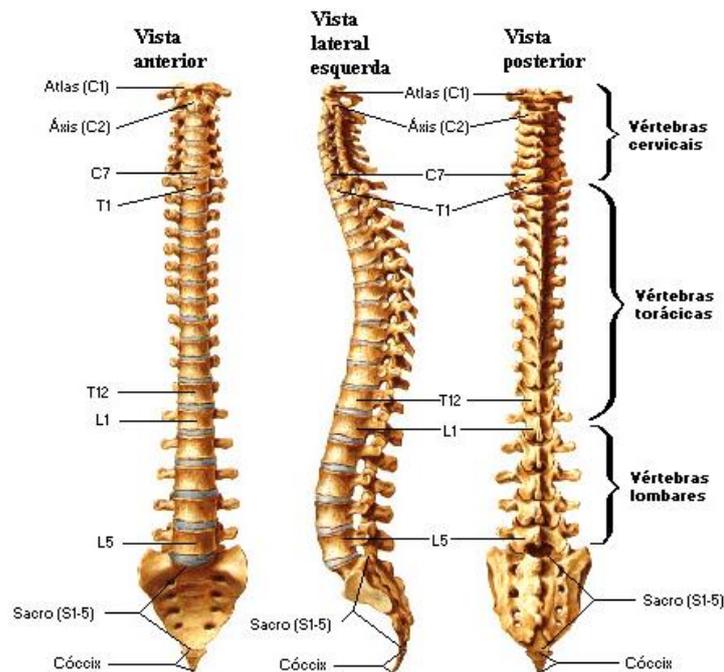


Figura 5: Coluna vertebral humana com vista anterior (a), vista lateral esquerda (b) e vista posterior (c). Mostra a divisão da coluna vertebral em vértebras cervicais, torácicas, lombares e sagradas. As vértebras cervicais são sete (C1 a C7), as torácicas são doze (T1 a T12), as lombares são cinco (L1 a L5) e as sagradas são tipicamente cinco (S1 a S5) e o cóccix.

Assim, o modelo de estudo é o seguinte:



Figura 6: Posição da pessoa quando se encontra sentada. A figura mostra também o referencial base para o estudo do movimento.

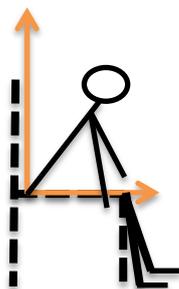


Figura 7: Posição da pessoa quando já se encontra a iniciar o movimento para se levantar. Passa de uma posição ergonómica e correctamente sentada para uma posição de tronco inclinado para preparar o corpo para se levantar. Também aqui a posição das pernas é ligeiramente alterada a fim de proporcionar um equilíbrio adicional.

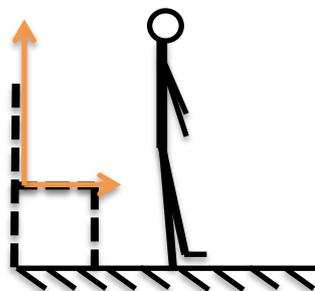


Figura 8: Posição e postura corporal da pessoa quando já está de pé.

Resumo Laboratorial

Com este laboratório podem ser estudadas várias tecnologias, conceitos e aplicações biomédicas. Assim, começa-se por explorar as entradas GPIO (*General Purpose Input/Output*) do MSP430G2553 que proporcionam vários tipos de interfaces. Como se pretende estudar o movimento levantar sentar levantar, será acoplado ao MSP430G2553 um PCB (*Printed Circuit Board*) no qual está ligado o acelerómetro ADXL202. Este conjunto electrónico será então colocado na pessoa e irá comunicar com o computador portátil por cabo USB. Assim o computador irá receber os dados do movimento. Com os dados já no computador portátil e recorrendo ao CCS⁵ mais as suas ferramentas associadas (em particular o *Grace*) é possível visualizar os dados recebidos.

Adicionalmente, com um *software* apropriado, é ainda possível visualizar os dados na forma de um sinal gráfico que pode ser modulado, filtrado e tratado conseguindo obter um padrão de movimento, a frequência do sinal, entre outros.

A comunicação pode ainda ser controlada através de dois LED's (*Light-Emitting Diode*) que nos indicarão se os dados estão a ser enviados e recebidos pelo computador portátil.

A Tecnologia MSP430G2553

O MSP430 é uma família de microcontroladores da TI de muito baixo custo energético. Esta família tem imensos dispositivos com características diferentes e um conjunto de periféricos direccionados para várias aplicações. Dependendo da aplicação pretendida assim se deve escolher o dispositivo mais adequado. No presente caso, esse dispositivo é o MSP430G2553 visto que apresenta na sua arquitectura cinco modos de baixo custo energético que nos permite adequar a utilização do dispositivo e o seu custo energético de forma a prolongar a vida útil da bateria. Além disto, possui também na sua arquitectura três portos de *Input/Output* e um ADC (*Analog to Digital Converter*) de 10 bits que vão ser necessários nesta aplicação prática [26].

Este microcontrolador pode comunicar com outros componentes por tensão, I2C (*Inter-Integrated Circuit*), SPI (*Serial Peripheral Interface*) e UART (*Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*) que será necessário neste caso de estudo [26].

⁵ Pode ser adquirido no endereço: <http://www.ti.com/tool/ccstudio>

Recursos do MSP430G2553

Como já foi mencionado, a implementação deste laboratório vai ter como base o MSP430G2553. Assim, deste microcontrolador vai ser usado o WDT+ (*Watchdog Timer*) para que ele possa controlar o sistema e provoque um reinício sempre que algum problema ocorra. O BSC + (*Basic System Clock*) para produzir um sinal de relógio de 1 MHz utilizado pelo MCLK (*Master Clock*) e pelo SMCLK (*Sub-System Master Clock*) Também a USCIA0 (*Universal Serial Communications Interface*) deve ser configurada por forma a trabalhar em modo UART permitindo enviar e receber informações da interface gráfica do computador portátil. O ADC10 deve ser configurado para que possa adquirir apenas um canal de cada vez começando no canal 6, A6 (o canal do acelerómetro, X_{OUT} , sendo o canal 7 - A7 - correspondente a Y_{OUT}), e fazendo de imediato a transferência desses valores para um local específico da memória do microcontrolador, o ADC10MEM. Utilizar-se-á ainda as GPIO para efectuar a interface entre o acelerómetro e as portas de comunicação RX (recepção de dados) e TX (transmissão de dados) do microcontrolador. O Timer0_A3 irá controlar o processo de aquisição dos dados e a sua conversão em formato digital.

Proposta de Solução e Análise do Problema

O microcontrolador MSP430G2553 encontra-se acoplado a uma ferramenta, também ela da TI designada por *LaunchPad*. Assim, para a realização deste trabalho experimental torna-se necessário que esta ferramenta seja adaptada para um sistema de aquisição de dados.

O Time0_A3 faz a gestão da aquisição dos dados, pelo ADC10, que após conversão armazena no registo ADC10MEM. Após a aquisição e conversão dos canais A6 e A7, os dados são enviados do ADC10MEM através da UART implementada por *software* para o computador portátil.

Qual o funcionamento do processo de amostragem?

Agora falta saber como se processará toda a cadeia de amostragem. Assim, é necessário configurar o WDT+ para que este não se encontre em modo de contagem, e por isso não execute nenhuma função.

O Timer0_A3 está configurado para trabalhar a um período de tempo de 5,001 mseg, registo de captura de 5000 contagens de relógio e uma frequência de aquisição de 200 Hz. Este está configurado para gerar a interrupção, a *TimerA_ISR* à frequência de aquisição 200Hz.

Os dados de movimento correspondentes aos canais A6 e A7 do ADC / X_{OUT} e Y_{OUT} do ADXL202 são então adquiridos e convertidos.

Assim, o ADC10 faz automaticamente o deslocamento dos valores adquiridos na sequência para uma estrutura de dados, ADC10MEM. Assim que a estrutura esteja completamente preenchida, o *buffer* da USCI_A0 recolhe esses dados e envia-os para o computador portátil através de uma UART implementada por *software*.

Após a aquisição dos dados, devem estes ser visualizados através do *Processing*. Este deve conseguir representar os dois eixos adquiridos simultaneamente por forma a conseguir-se ter uma perspectiva o mais realista possível do movimento em questão.

Tarefa para o aluno:

- Compreender o porquê da escolha destes parâmetros de trabalho e não outros.
- Estudar cada um dos periféricos mais pormenorizadamente para compreender melhor a função de cada uma deles.
- Propor outro método de avaliação do problema de estudo proposto.
- Propor outros problemas biomédicos para estudo envolvendo a aquisição de dados de movimento.

Configuração do projecto com o Grace

Com o auxílio do *Grace* do CCS é possível inicializar os recursos a utilizar do MSP430G2553 neste laboratório.

Primeiramente é necessário criar um projecto com suporte do *Grace* para o microcontrolador MSP430G2553. Depois já é então possível configurar os recursos utilizados pela aplicação. Assim, depois de abrir a aplicação basta ir a *File*, entrar em *New* e depois *CCS Project* como mostra a Figura 9.

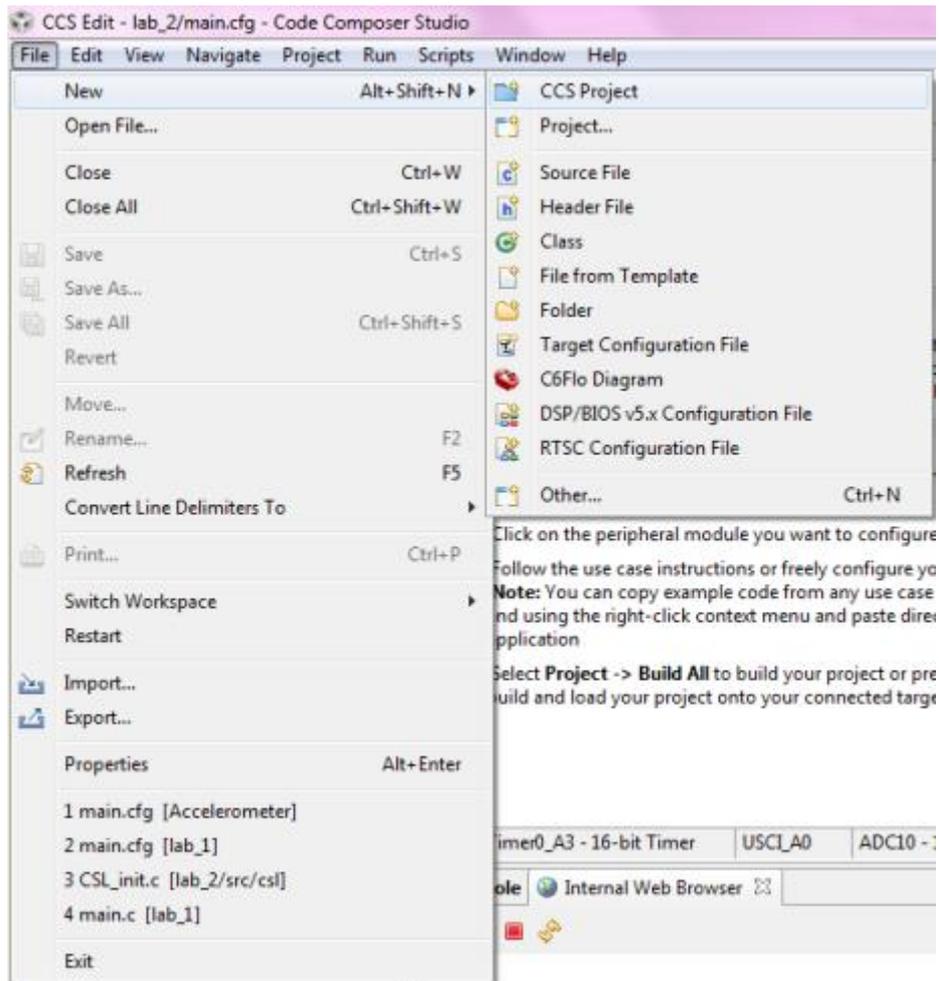


Figura 9 - Figura exemplificativa de como criar um projecto CCS .

Seguidamente dá-se um nome ao projecto, define-se a família do equipamento e escolhe-se *Empty Grace (MSP430) Project*. Clica-se em *Finish* e tem-se o projecto criado.

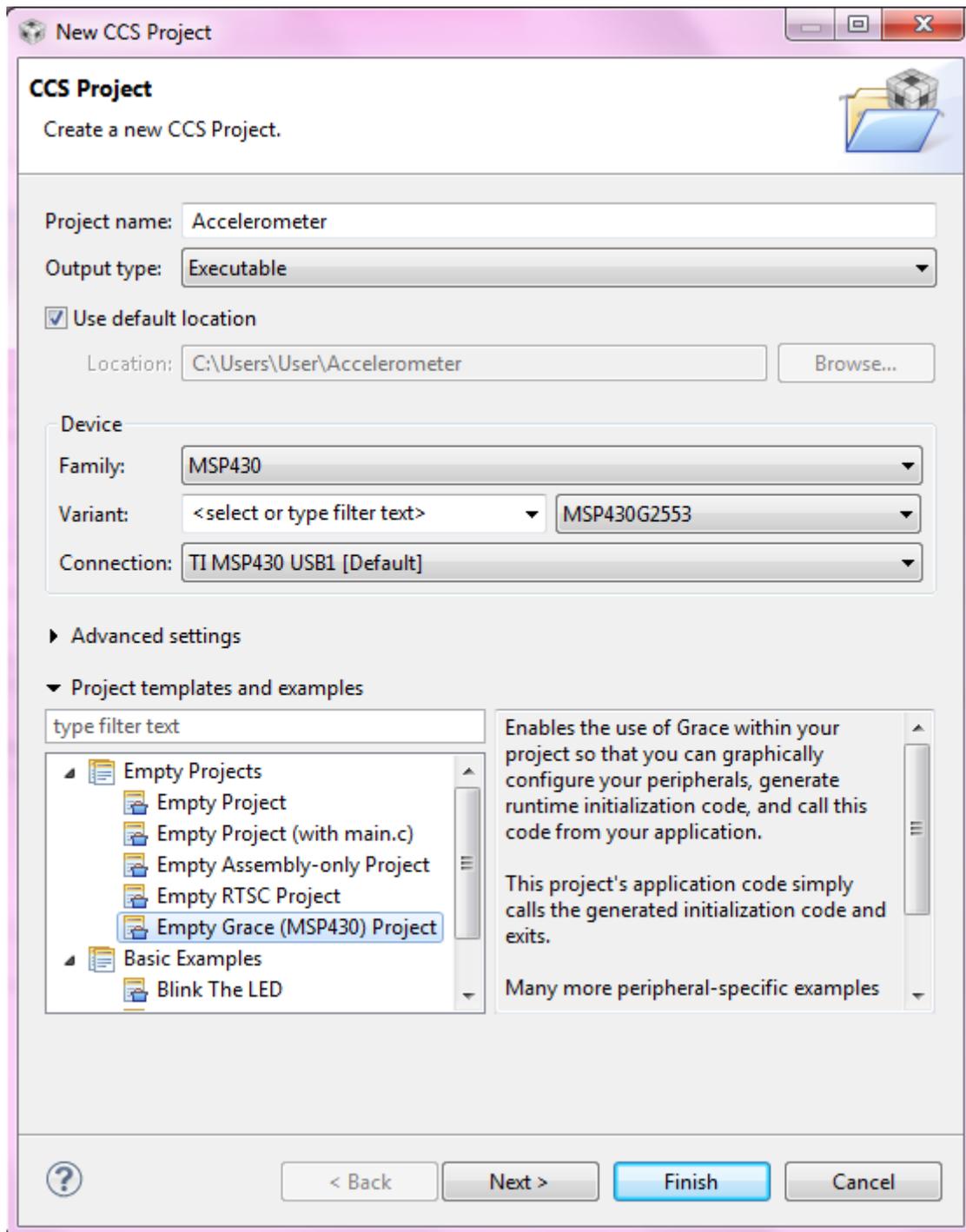


Figura 10 - Definição do tipo de projecto pretendido.

Assim, abre-se uma janela como a mostrada na figura. Carrega-se em *Device Overview* para configurar os recursos do MSP430G2553 e aparece uma janela a apresentada na Figura 11.

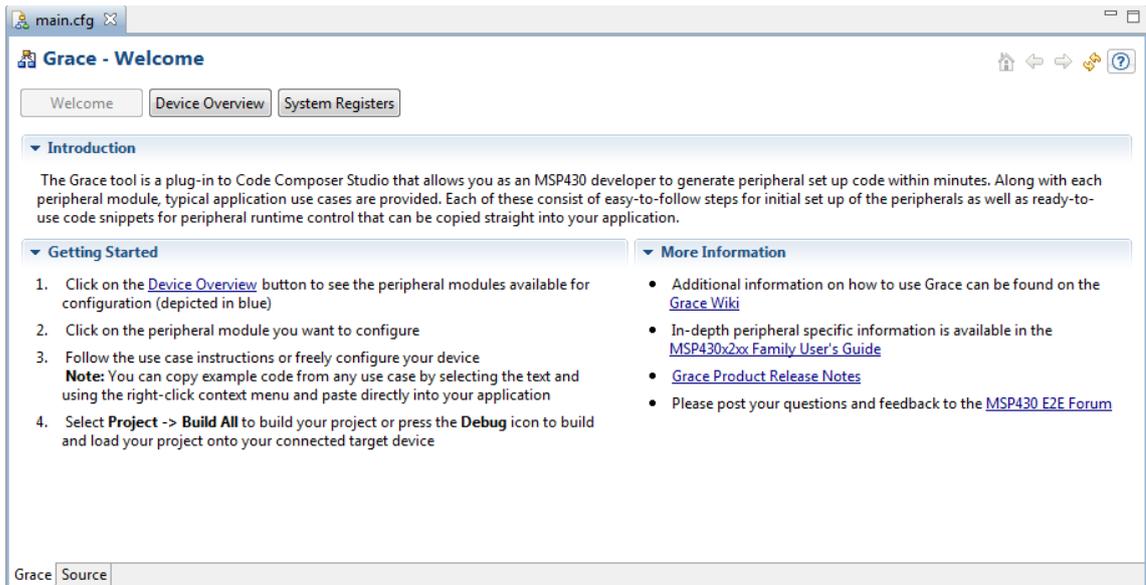


Figura 11 - Janela que permite configurar os recursos do MSP430G2553.

Em DVCC deve-se alterar o valor da tensão de alimentação de 1,8V para 3,3 V.

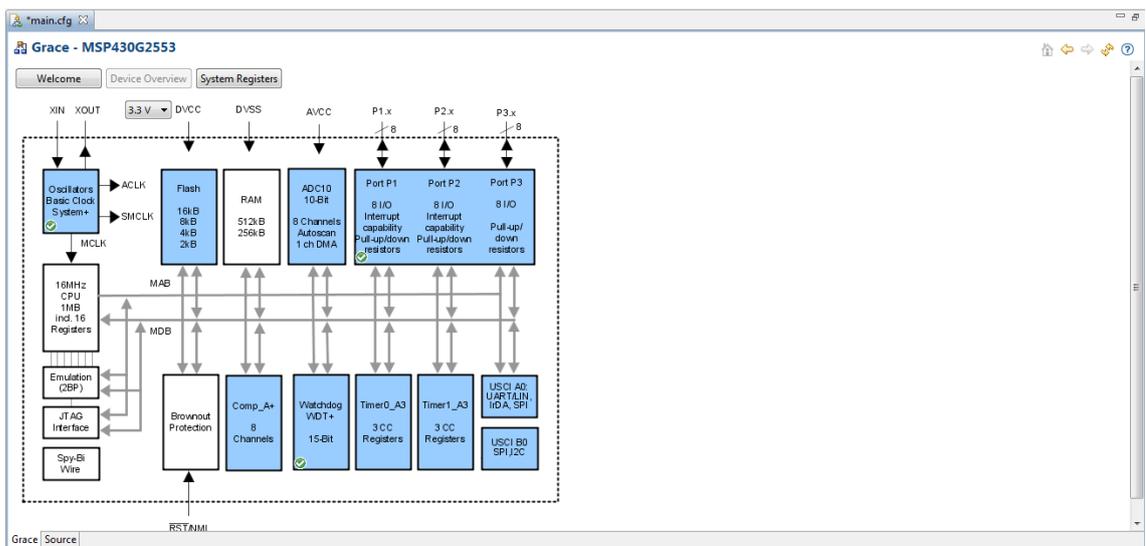


Figura 12 - Representação gráfica de todos os recursos do MSP430G2553.

Configuração do BSC+

Para configurar o BSC+ deve-se clicar em *Oscillators Basic Clock System +*. Assim aparece uma janela como a que mostra a Figura 13. Para que seja possível a configuração, deve-se seleccionar *Enable Clock in my configuration* e seleccionar *Power User Mode*.

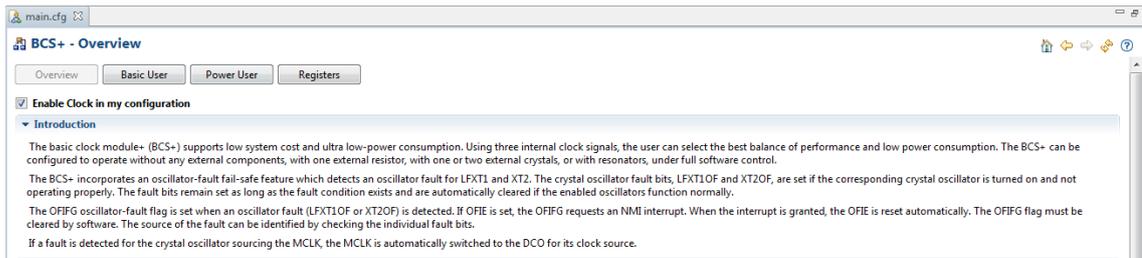


Figura 13 - Como configurar o BCS+.

O BSC+ é um sistema de relógio que é configurado por forma a dispensar o uso do cristal externo. Assim, o DCO (*Digitally Controlled Oscillator*) é configurado para gerar um relógio de 1MHz de frequência que vai ser utilizado pelo SMCLK e pelo MCLK . O ACLK (*Auxiliary Clock*) é um relógio de baixa frequência que é alimentado pelo oscilador interno. Tem aproximadamente uma frequência de 12KHz, como apresentado na Figura 14.

BCS+ - Power User Mode

Configure Clock Source

Internal High Speed Clock Source

Internal DCO^[2] kHz

Pre-calibrated DCO Values

Disable DCO

Low Speed External Clock Source 1

Select Clock Source**

XT1 kHz

Int. Load Eff. Capacitance

External Digital Source

System Start-up Delay^[3] ms

Select Clock Source

Clock Source — Divider — Main System Clock (MCLK) 1000 kHz

Output MCLK

Clock Source — Divider — Sub System Clock (SMCLK) 1000 kHz

Output SMCLK

Clock Source from Low Speed External Clock Source 1 — Divider — Auxiliary Clock (ACLK) 12 kHz

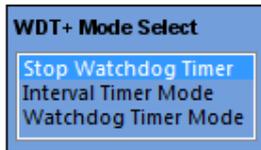
Output ACLK

Figura 14 - Representação das características do módulo BCS+ a configurar.

Configuração do WDT+

O WDT+ deve ser configurado no modo *Stop Watchdog Timer*, como apresentado na Figura 15.

WDT+ - Basic User Mode



Enable Watchdog Timer Interrupt

Interrupt Handler:

After Interrupt:

Note: Grace interrupt handlers are names of user-provided functions. Manual mode requires no arguments but requires a return value, e.g., unsigned short interruptHandler(void). All other modes require no arguments and return value, e.g., void interruptHandler(void).

Figura 15 - Representação das características do módulo WDT+ já configuradas.

Configuração do ADC10

Este módulo do MSP430G2553 deve ser configurado em *Power User*. Deve-se seleccionar o modo *Single Channel* tendo os portos P1.6 e P1.7 seleccionados. Os canais que se pretende converter são o A6 e A7. Contudo só deve ser seleccionado o A6. O A7 é mandado adquirir e converter em código de linguagem C no projecto principal.

É ainda necessário escolher as referências do ADC, positiva e negativa. A positiva é de 2.5V e a negativa é o GND (*Ground*) do sistema. O tipo de conversão é *Single Conversion*.

Nota: Poder-se-ia seleccionar o canal A7, levando a que todos os canais anteriores estivessem também eles seleccionados. Contudo, não foi tomada esta opção porque estaríamos a sobrecarregar o ADC para a conversão de dados que posteriormente não seriam utilizados. Tudo isto porque o sistema de conversão de dados é sequencial ou único. Desta forma, não é, por exemplo, possível a conversão automática de apenas os canais A6 e A7, daí a opção tomada.

O tempo de *Sample & Hold* deve ser escolhido para o valor máximo de $64 \times \text{ADC10CLK}$. O *SMCLK* é a fonte de relógio escolhida para este *ADC10SC*.

Assim, o processo de aquisição começará a cada interrupção do *Timer0_A3* da unidade *CCRO*.

Os valores só são transferidos para a estrutura de dados *ADC10MEM* a cada ciclo de aquisição de dois canais. Ou seja, após aquisição e conversão dos canais *A6* e *A7*, o *Timer0_A3* desencadeará uma interrupção que enviará os dados para o *buffer* da *USCI_A0*. Assim que os dados estejam neste *buffer*, já podem ser enviados para o computador portátil. A configuração descrita é mostrada na Figura 16.

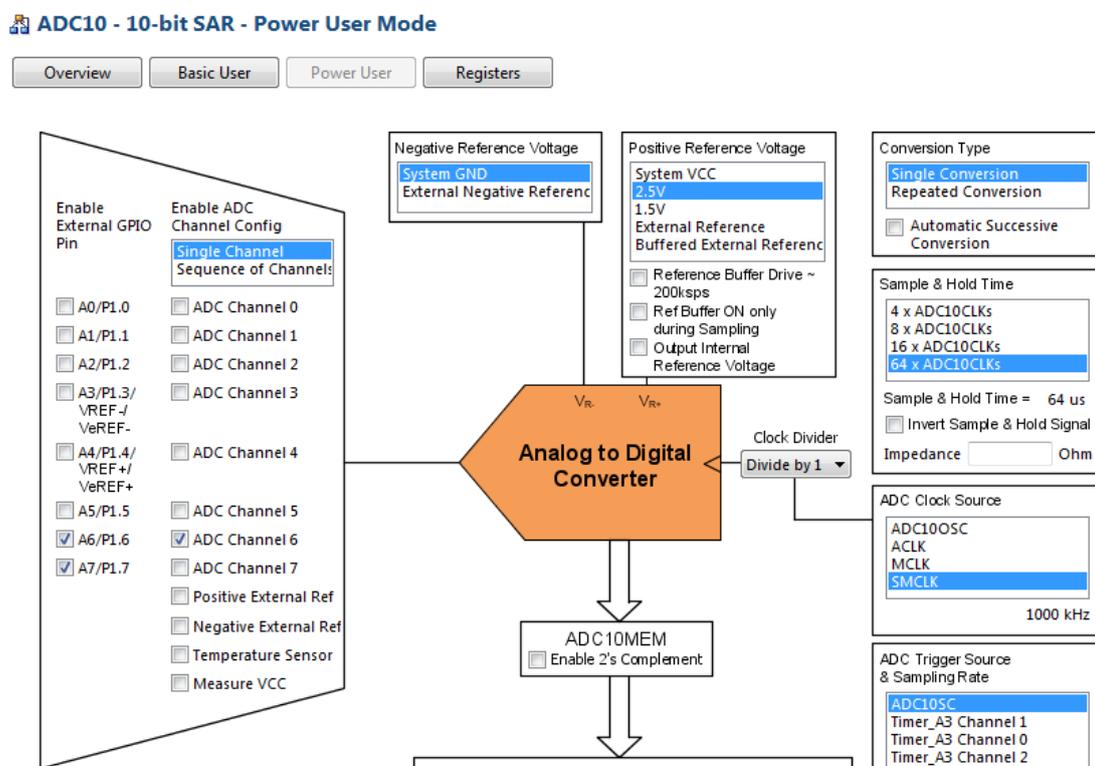
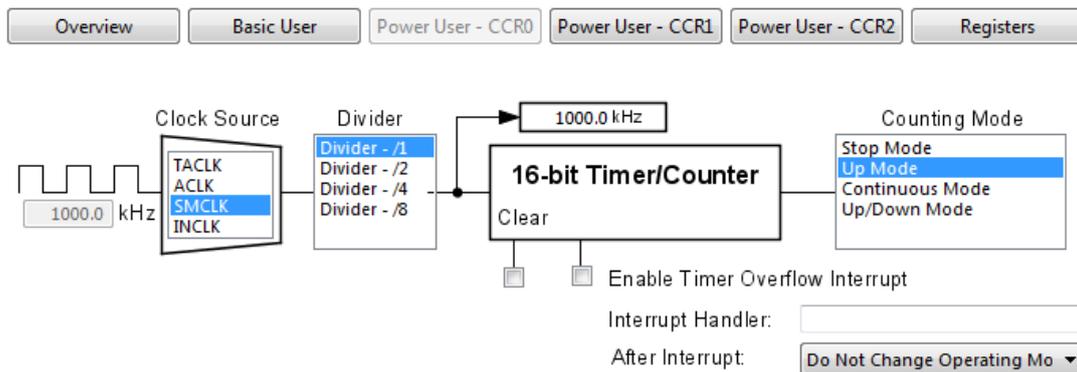


Figura 16 - Representação das características do módulo ADC10 já configuradas.

Configuração do Timer0_A3

O processo de aquisição é controlado pelo *Timer0_A3* através da frequência de amostragem definida pelo utilizador. Assim, a unidade *CCRO* é utilizada para iniciar o processo de aquisição como mostra a Figura 17.

Timer0_A3 - 16-bit Timer - Power User Mode - CCR0



Timer Capture/Compare Block #0

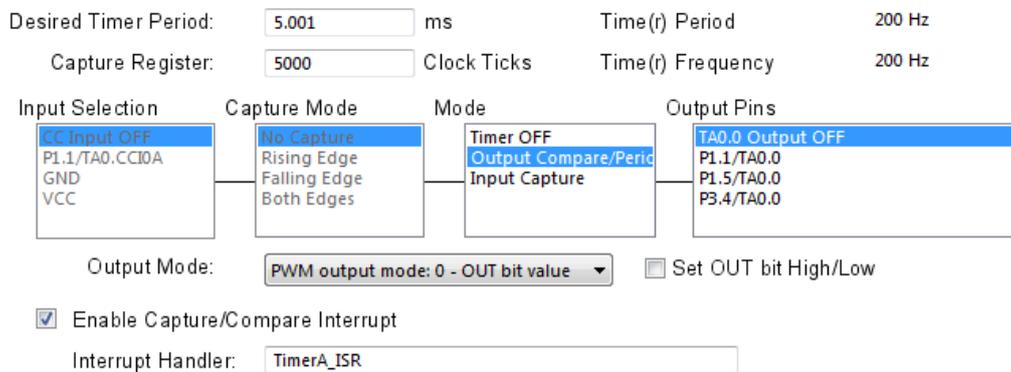


Figura 17 - Representação das características do módulo Timer0_A3, unidade CCR0, já configuradas.

Configuração da USCI_A0

A USCI_A0 estabelece o canal de comunicação com o computador. Deve ser configurada para trabalhar no modo UART. Assim, a linha P1.1 / UCA0RXD é aquela que recebe os dados e a linha P1.2 / UCA0TXD é a que envia os dados.

A comunicação é configurada para 8-bits de dados, sem paridade e 1-bit de paragem. O *Baud rate* a usar é de 9600 bps sendo o SMCLK o relógio usado como fonte.

USCI_A0 - Power User Mode

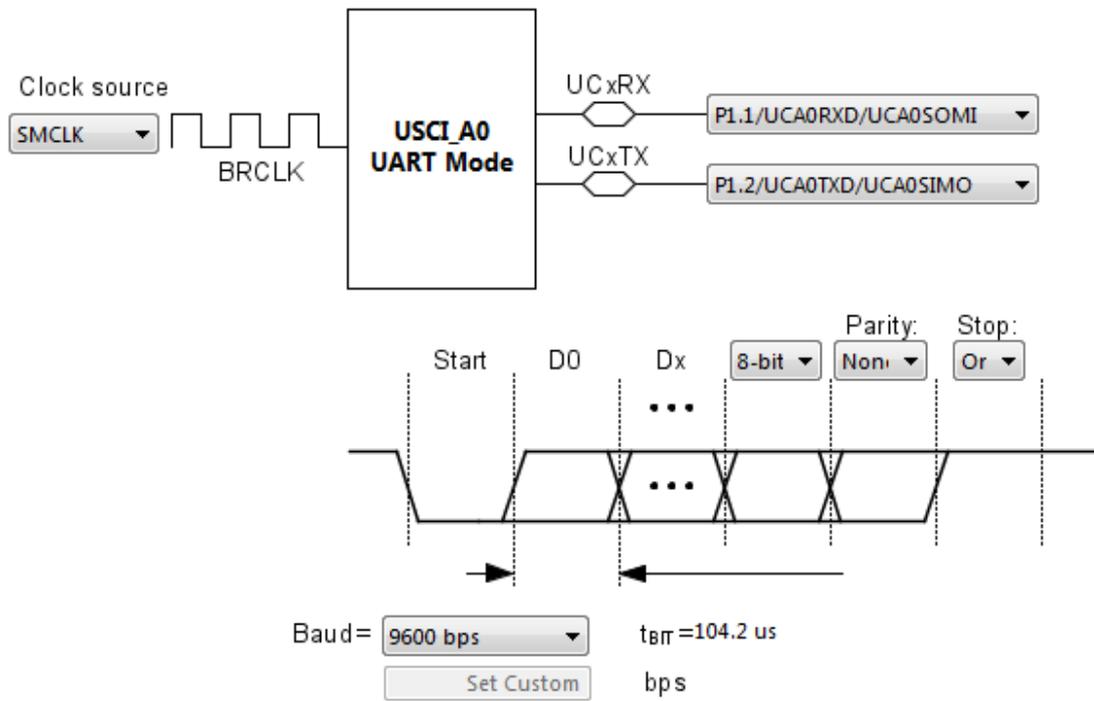


Figura 18 - Representação das características do módulo USCI_A0, já configuradas.

Configuração do GPIO

GPIO - Port 1 / Port 2 - Register Controls

Register	7	6	5	4	3	2	1	0
Interrupt Enable Register (IESx)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Port Select Register (IEx)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Port Select Register 2 (SELx)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Resistor Enable Register (SEL2x)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Resistor Enable Register (RENx)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Interrupt Handler:	<input type="text"/>							
After Interrupt:	Do Not Change Operating Mode							

Register	7	6	5	4	3	2	1	0
Interrupt Enable Register (IESx)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Port Select Register (IEx)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Port Select Register 2 (SELx)	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>					
Resistor Enable Register (SEL2x)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Resistor Enable Register (RENx)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Interrupt Handler:	<input type="text"/>							
After Interrupt:	Do Not Change Operating Mode							

Figura 19 - Representação das características do módulo GPIO, já configuradas.

Os portos P1.1 e P1.2 estão configurados para atender a USCI, e os portos P2.6 e P2.7 estão configurados para o cristal.

Tarefa para o aluno:

- Propor uma outra forma de adquirir os dados da sequência de movimentos sentar-levantar-sentar usando o CCS.
- Propor outro *software* que permita também executar a tarefa proposta.

Aplicação da Função Principal

A rotina principal, depois de inicializar o código produzido pelo Grace através da função *CLS_init()* activa a interrupção do *Timer0_A3*, inibe o *WDT+*. O ponteiro de gestão das comunicações é inicializado, preparando a aplicação para receber dados de configuração do computador portátil através da aplicação de interface.

Os parâmetros de configuração da aplicação são inicializados da seguinte forma:

Canal a adquirir e converter: A6;

Frequência de aquisição: 200Hz

```
/**
 * ===== Standard MSP430 includes =====
 */
// Main
// ===== Grace related includes =====

int main(int argc, char *argv[])
{
    CSL_init();           // Activate Grace-generated configuration

    // >>>> Fill-in user code here <<<<<

    while(1);
}
```

Handlers de Rotinas de Interrupção

Antes da função *main*, o projecto *main.c* faz a inclusão do *MSP430G2553* e do *Grace*. Depois disto, foram definidas as variáveis necessárias à realização do trabalho laboratorial.

```
/*
 * ===== Standard MSP430 includes =====
 */
#include <msp430.h>

/*
 * ===== Grace related includes =====
 */
#include <ti/mcu/msp430/csl/CSL.h>

/*
 * ===== main =====
 */

/**
 * ===== Application data =====
 */

unsigned int  SENSOR2[50];
int i=0;
unsigned int  SENSOR1[50];
int  aux1,aux2;
```

A aplicação responde a apenas um evento no decorrer do seu funcionamento. Este evento controla a evolução da aquisição e conversão os dados.

A cada interrupção do *Timer0_A3* com uma frequência de 200Hz os dados dos canais A6 e A7 são adquiridos e armazenados no ADC10MEM após a conversão. Posteriormente são enviados para o computador portátil por intermédio da *buffer* da *USCI_A0*.

```
void TimerA_ISR (void)
{
    unsigned char c;

    ADC10CTL0 &=~ ENC;
    // ADC10 os bits do ADC apenas podem ser modificados

    ADC10CTL1 = INCH_6;
    // Quando ENC=0

    ADC10CTL0 |= ENC + ADC10SC;
    // Começa a amostragem e conversão do canal 6

    while (ADC10CTL1 & ADC10BUSY);
    // Enquanto o ADC10 está ocupado

    SENSOR1[i] = ADC10MEM;
    // Recolhe o resultado da conversão para o ADC10MEM

    UCA0TXBUF = SENSOR1 [i]/100+48;
    // Transmite o bit mais significativo em codificação ASCII

    while (!(IFG2 & UCA0TXIFG));
    // USCI_A0 TX buffer pronto? Se sim, envia os dados para o pc

    c = SENSOR1[i]%100;
    // A variável c é o resto do bit mais significativo

    UCA0TXBUF = c/10+48;
    // Transmite o bit seguinte mais o resto do bit mais significativo em codificação ASCII

    while (!(IFG2 & UCA0TXIFG));
    // USCI_A0 TX buffer pronto? Se sim, envia os dados para o pc

    c = c%10;
    // A variável c é o valor do bit menos significativo

    UCA0TXBUF = c + 48;
    // Transmite o bit menos significativo mais o resto do bit seguinte ao bit mais significativo em
    codificação ASCII

    while (!(IFG2 & UCA0TXIFG));
    // USCI_A0 TX buffer pronto? Se sim, envia os dados para o pc

    UCA0TXBUF = 9;
    // Efetua uma tab horizontal

    while (!(IFG2 & UCA0TXIFG));
    // USCI_A0 TX buffer pronto? Se sim, envia os dados para o pc

    aux1++;

    ADC10CTL0 &=~ ENC;
    // ADC10 os bits do ADC apenas podem ser modificados

    ADC10CTL1 = INCH_7;
    // Quando ENC=0

    ADC10CTL0 |= ENC + ADC10SC;
    // Começa a amostragem e conversão do canal 7

    while (ADC10CTL1 & ADC10BUSY);
```

```

// Enquanto o ADC10 está ocupado

    SENSOR2[i] = ADC10MEM;
// Recolhe o resultado da conversão para o ADC10MEM

    UCA0TXBUF = SENSOR2 [i]/100+48;
// Transmite o bit mais significativo em codificação ASCII

    while (!(IFG2 & UCA0TXIFG));
// USCI_A0 TX buffer pronto? Se sim, envia os dados para o pc

    c = SENSOR2[i]%100;
// A variável c é o resto do bit mais significativo

    UCA0TXBUF = c/10+48;
// Transmite o bit seguinte mais o resto do bit mais significativo em codificação ASCII

    while (!(IFG2 & UCA0TXIFG));
// USCI_A0 TX buffer pronto? Se sim, envia os dados para o pc

    c = c%10;
// A variável c é o valor do bit menos significativo

    UCA0TXBUF = c + 48;
// Transmite o bit menos significativo mais o resto do bit seguinte ao bit mais significativo em
codificação ASCII

    while (!(IFG2 & UCA0TXIFG));
// USCI_A0 TX buffer pronto? Se sim, envia os dados para o pc

    UCA0TXBUF = 13;
// Efetua uma carriage return.

    while (!(IFG2 & UCA0TXIFG));
// USCI_A0 TX buffer pronto? Se sim, envia os dados para o pc

    i++;

    if (i==50)

        i=0;

}

```

Tarefa para o aluno:

- Propor outra forma de programar a mesma informação apresentada.
- Tendo em conta o *software* que propôs na tarefa anterior, como programaria a informação apresentada?
- Usando o *software* CCS, procure melhorar a programação apresentada.

Interface com a Aplicação Processing

Para que os dados adquiridos pelo acelerómetro e enviados pela USCI_A0 para o computador portátil sejam visualizados, é ainda necessária uma outra aplicação chamada de *Processing*.

Esta aplicação pode ser transferida da internet⁶ e executada no computador portátil. Trata-se de uma linguagem de programação, em C++, de “fonte aberta” para pessoas que desejam criar imagens, animações e interacções. No nosso caso de estudo, pretende-se usar esta ferramenta de trabalho para que se possam visualizar os dados do movimento de uma forma gráfica na tela do computador portátil.

Assim, a visualização dos dados será feita com recurso a uma janela com dois gráficos em que um deles mostra a alteração efectuada na posição em ordem ao eixo x e o outro mostra a alteração efectuada à posição em ordem ao eixo y .

Tarefa para o aluno:

- Procure saber que outras formas existem de representar graficamente os dados adquiridos.
- Com as alterações de melhoramento propostas na tarefa anterior, que alterações espera obter na representação gráfica do sinal adquirido?

⁶ <http://www.processing.org/>

Construção e Montagem do Hardware

Para efectuarmos a experiência laboratorial é primeiro necessário definir como vamos fazer as ligações entre o acelerómetro e a *LaunchPad* por isso devemos consultar o *User's Guide* do MSP430G2553 [30]. Assim, é possível saber quais as ligações a fazer a cada porto do MSP430G2553, como mostra a Tabela 1.

Tabela 1 - Tabela ilustrativa das ligações electrónicas a efectuar.

Pinos	Função a desempenhar
1	DVCC
2-P1.0	LED_1
3-P1.1	Recepção de dados
4-P1.2	Envio de dados
5-P1.3	ADC10 para conversão de dados analógicos para digitais
6-P1.4	LED_2
7-P1.5	LED_3
8-P2.0	CS
9-P2.1	Saída de dados do relógio (Clock output) - <i>CLK</i>
10-P2.2	Entrada de dados para o relógio (Clock input) - <i>Data</i>
11-P2.3	LED_4
12- P2.4	Ground (GND a baixo)
13-P2.5	V _{CC} (a alto)
14-P1.6	Canal analógico X _A
15-P1.7	Canal analógico Y _A
16	RST
17	Test
18-P2.7	Xin
19-P2.6	Xout
20	DVSS

Assim, já estamos em condições de proceder à montagem do *hardware*.

Tarefa para o aluno:

- Que outro tipo de *hardware* conhece que seja capaz de executar adequadamente a tarefa proposta?
- O *hardware* que propôs permite usar o mesmo tipo de *software* usado neste protocolo laboratorial? Se não, explique o porquê.

- Que outro tipo de sensor de movimento sugere que usar em detrimento do ADXL202 por forma a melhorar a fidelidade dos resultados a obter?
- Procure projectar um outro protocolo laboratorial com todas as propostas dadas nas tarefas anteriores.

Experiência Laboratorial

Após a montagem do *hardware*, e configuração do *software*, bem como a construção do programa em linguagem C para o *Code Composer Studio*, é possível proceder à aquisição dos dados de movimento recorrendo ao ADXL202.

Aquisição dos Dados

Antes de proceder à aquisição dos dados da sequência de movimentos sentar-levantar-sentar, devemos testar o equipamento por forma a saber se ele está a responder adequadamente às alterações do movimento.

Assim sendo, depois de colocar o programa no microcontrolador é possível obter os seguintes valores:

Tabela 2 - Dados adquiridos do ADXL202.

Canal A6	Canal A7	Amplitude	Amplitude
475	482	0	0
475	482	0	0
453	482	+90	Eixo não sensível
487	482	-90	Eixo não sensível
475	422	Eixo não sensível	+90
475	545	Eixo não sensível	-90

Nota: É possível obter valores ligeiramente diferentes dos indicados devido à sensibilidade do próprio ADXL202.

Tratamento dos Dados

Tomando o seguinte referencial como base, os dados obtidos indicados na Tabela 2 pelo ADXL202 em x e em y são os apresentados na primeira linha da Tabela 2.

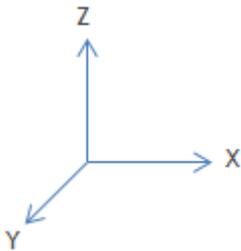


Figura 20 - Eixo cartesiano referente aos dados adquiridos apresentados na linha 1 da tabela 2.

Efectuando uma rotação de 90° no eixo z , sendo este eixo paralelo ao da força da gravidade, pode-se verificar que não produz efeitos nem no eixo x nem no eixo y , como mostra a segunda linha da Tabela 2. Assim, pode-se constatar que qualquer rotação que tenha por base o eixo da gravidade, não produz alterações nos outros eixos.



Figura 21 - Eixo cartesiano referente aos dados adquiridos apresentados na linha 2 da tabela 2.

Rodando o acelerómetro para que o eixo y fique paralelo ao eixo da gravidade, as orientações dos outros eixos são as seguintes:

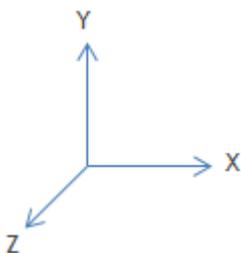


Figura 22 - Eixo cartesiano referente aos dados adquiridos apresentados na linha 3 da tabela 2.

Assim, os valores referentes ao eixo y não se alteram e só se alteram os valores do eixo x que está com orientação positiva. Estes valores são os referentes à terceira linha da Tabela 2.

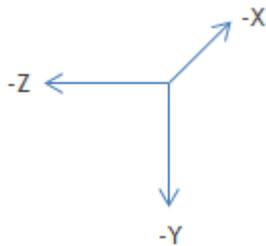


Figura 23 - Eixo cartesiano referente aos dados adquiridos apresentados na linha 4 da tabela 2.

Neste referencial, o eixo y está paralelo ao eixo da gravidade e orientado no sentido negativo do mesmo. Assim, neste eixo não ocorrem alterações. No eixo x há alterações, pois houve uma rotação de 90° do eixo x do referencial anterior para o referencial actual. Assim, podemos justificar os dados obtidos na quarta linha da Tabela 2.

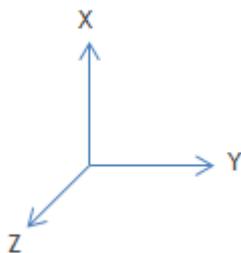


Figura 24 - Eixo cartesiano referente aos dados adquiridos apresentados na linha 5 da tabela 2.

Neste novo referencial, é o eixo x que está paralelo ao eixo da gravidade e orientado no sentido positivo relativamente ao referencial inicial. Assim, é agora o eixo x o eixo que não é sensível. O eixo y é sensível e está paralelo ao eixo x do referencial inicial e orientado no sentido positivo. Isto comprova os dados obtidos na quinta linha da Tabela 2. Em específico, houve uma rotação de 90° em cada eixo.

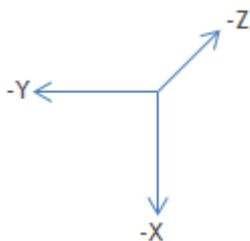


Figura 25 - Eixo cartesiano referente aos dados adquiridos apresentados na linha 6 da tabela 2.

Neste referencial, o eixo x continua paralelo ao eixo da gravidade mas desta vez já se encontra orientado no sentido negativo. Assim, as alterações ocorrem ao longo do eixo y estando este orientado no sentido negativo relativamente ao referencial inicial. Assim, houve uma deslocação de 180° de amplitude. Isto vem provar os resultados obtidos na sexta linha da Tabela 2. Especificamente houve uma rotação de 90° no eixo y no sentido negativo relativamente ao referencial inicial.

Após o teste ao equipamento estar completo, devemos então prosseguir para a aquisição dos dados da sequência de movimentos sentar-levantar-sentar. Assim sendo, os dados obtidos foram os seguintes:

Tarefa para o aluno:

- Tendo em conta todas as propostas dadas pelo aluno até aqui bem como o projecto já proposto pelo próprio aluno, procure obter os dados da sequência de movimentos sentar-levantar-sentar.
- Analise os dados obtidos, comente-os e compare-os com os apresentados neste protocolo laboratorial.

Apreciação Crítica do Capítulo

Com a realização deste trabalho experimental foi possível interagir com o *software* necessário à aquisição de dados biomédicos e aprender a trabalhar com ele.

Foi ainda possível verificar que sem recorrer à tecnologia electrónica é praticamente impossível fazer com que outras áreas do conhecimento evoluam, em particular a área da saúde.

Os valores experimentais obtidos são bastante viáveis, bem como a utilidade e facilidade de utilização do MSP430G2553 e utilização do ADXL202.

Desta forma, podemos concluir também que os recursos utilizados são de elevada importância para que seja possível conseguir uma boa aprendizagem de como fazer a ponte entre a saúde e a tecnologia.

Capítulo 3

Introdução

Sendo a temperatura, numa escala definida, uma medição da quantidade de calor ou frio, os sensores de temperatura são dispositivos electrónicos que medem a quantidade de calor, como a temperatura, o fluxo de calor ou a condutividade térmica.

Existem vários tipos de sensores de temperatura. Cada um deles tem características particularidades que os tornam mais específicos ou mais adequados para determinadas aplicações que outros.

Os sensores de temperatura podem ser do tipo resistivo, capacitivo, termopares, termo díodos e termo transístores.

O Sensor de Temperatura

Existem vários tipos de sensores de temperatura sendo escolhidos dependendo das características exigidas pela aplicação a que se destinam. Assim sendo, existem sensores que cuja temperatura é obtida partindo das mudanças na resistividade do material constituinte do sensor (sensores *RTD* do inglês *Resistance Temperature Detector* e termístores). Por outro lado, existem os sensores de temperatura que vêem a condução eléctrica alterada com a variação da temperatura, como é o caso dos termopares e termodíodos.

Desta forma, tendo em conta a aplicação que se pretende desenvolver, assim se deve escolher o tipo de sensor de temperatura que se deve escolher e dentro desse tipo, qual o mais adequado à aplicação em causa.

Caracterização dos Sensores de Temperatura

Os sensores de temperatura são sensores que medem primeiramente a quantidade térmica como a temperatura, o fluxo de calor ou a condutividade térmica.

Existem outros sensores que podem basear-se numa medida térmica. Um exemplo é o medidor de fluxo de ar, o anemómetro. Contudo, de acordo com a classificação em [31] de medida do domínio de energia, este caso seria considerado como um sensor mecânico. Consequentemente, o sensor térmico mais importante, é o de temperatura.

A temperatura é um dos parâmetros mais importantes de medição. Isto deve-se ao facto de quase todas as propriedades dos materiais (no domínio mecânico) e de todos os funcionamentos metabólicos celulares humanos depender da temperatura.

Os sensores de temperatura podem ser do tipo resistivo, capacitivo, termopares, termo díodos, termo transístores ou sensores de temperatura SAW.

Sensores do Tipo Resistivo

A temperatura de um objecto também pode ser medida recorrendo aos sensores de temperatura do tipo resistivo ou RTD. Este tipo de sensores explora as propriedades básicas dos materiais em que a sua massa eléctrica resistiva, ρ , e, por isso, a sua resistência, R , varia com a temperatura absoluta, T . No caso das resistências químico-metálicas, o comportamento é descrito, por exemplo, por uma série polinomial de segunda ordem como a seguinte:

$$\rho(T) \approx \rho_0(1 + \alpha_T + \beta_T T^2) \quad e \quad R(T) \approx R_0(1 + \alpha_T + \beta_T T^2)$$

onde ρ_0/R_0 são a resistividade ou resistência a uma temperatura normalizada (como, por exemplo, a 0°C) e α_T e β_T são os coeficientes de temperatura. O parâmetro de sensibilidade é o α_T e é comumente conhecido como *coeficiente linear de resistividade ou resistência da temperatura*, *TCR* (do inglês *Temperature Coefficient of Resistivity*) e é definido por:

$$\alpha_T = \frac{1}{\rho_0} \frac{d\rho}{dT}$$

A platina é o metal mais comumente usado em sensores de temperatura resistivos. Isto deve-se à sua estabilidade quando trabalha acima de uma gama de temperaturas muito ampla, de aproximadamente, -260°C a +1700°C com uma reprodutibilidade típica melhor que $\pm 0.1^\circ\text{C}$. De facto, as resistências de platina são definidas sob a *British Standard BS1904* de 1964, criada para uma resistência nominal de 100 Ω à temperatura ambiente, e referidas como sensores Pt-100. Os sensores de temperatura de platina estão muito próximos do linear, e α_T toma o valor de $+3.9 \times 10^{-4}/\text{K}$ e β_T toma o valor que é quatro vezes a magnitude mais baixa a $-5.9 \times 10^{-7}/\text{K}^2$. Em contraste, os termístores, que são resistências formadas através de materiais semicondutores, como sulfuretos, selenetos ou óxidos de níquel, manganês ou sobre e silício têm uma dependência da temperatura não linear. Os termístores são geralmente descritos como:

$$\rho(T) \approx \rho_{ref} \exp \left[B \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_{ref}} \right) \right]$$

onde a temperatura de referência é geralmente de +25°C em vez de 0°C e o coeficiente do material, β , é relatado como TCR linear por $-B/T^2$. O negativo alto de TCR significa que a resistência do material cai de alguns megohms para alguns ohms num pequeno intervalo de temperatura, como, por exemplo, para mais ou menos 100°C [31]. Os sensores de temperatura do tipo resistivo são largamente aplicados em electrodomésticos, em aparelhos médicos, instrumentação para investigação científica, no sector automóvel, telecomunicações e aplicações militares.

Termopares

O termopar é um sensor de temperatura potenciométrico. Neste, temos um circuito de tensão aberto em dois materiais diferentes que se unem numa junção. É nesta junção que a temperatura é monitorizada. Os outros terminais dos metais são usados como temperatura de referência.

Este tipo de sensores de temperatura usa um princípio conhecido como efeito de Seebeck. Este efeito diz que os metais têm uma energia termoelétrica diferente ou coeficiente de Seebeck, P . O termopar é um dispositivo linear, sendo a tensão de saída (para corrente nula) dada por:

$$V_T = (V_B - V_A) = (P_B - P_A)(T_s - T_{ref}) = (P_B - P_A)\Delta$$

As propriedades deste tipo de sensores estão definidas em *British and US standards* para diferentes composições de metais e compósitos, como, por exemplo, os tipos B, E, J, K, N, R, S e T [31].

Termodíodos

Os termodíodos são uma outra forma de conseguir obter os valores de temperatura. São dos mais simples de usar quando se pretende um sensor integrado de temperatura num processo de circuito integrado normalizado.

Existem ao todo cinco formas no processo bipolar e três no processo CMOS para ter um díodo do tipo $p-n$. (tabela) O gráfico da característica $I-V$ de um díodo do tipo $p-n$ é não linear e segue a seguinte equação:

$$I = I_s \left[\exp\left(\frac{\lambda q V}{k_B T}\right) - 1 \right]$$

onde I_s representa a saturação da corrente que é tipicamente de $1nA$ e λ é um fator de escala empírico que toma o valor 0.5 para um díodo ideal.

Assim, rearranjando a equação anterior para a tensão do díodo vem que:

$$V = \frac{k_B T}{q} \ln\left(\frac{I}{I_s} + 1\right)$$

Por isso, quando o díodo opera num circuito a corrente constante, I_0 , a tensão à saída do díodo, V_{OUT} , é diretamente proporcional à temperatura absoluta e a sensibilidade S_T é a constante que depende da corrente em circulação:

$$V_{OUT} = \frac{k_B T}{q} \ln\left(\frac{I}{I_s} + 1\right) \text{ e } S_T = \frac{dV_{OUT}}{dT} = \frac{k_B}{q} \ln\left(\frac{I_0}{I_s} + 1\right)$$

A sensibilidade total da temperatura do díodo depende do tamanho relativo da corrente em circulação e saturação. Quando a corrente em circulação é definida para um determinado valor bem acima da corrente de saturação, a equação anterior torna-se:

$$V_{OUT} \approx \frac{k_B T}{q} \ln\left(\frac{I}{I_s}\right) \text{ e } S_T \approx \frac{k_B}{q} \ln\left(\frac{I_0}{I_s}\right) \text{ quando } I_0 \gg I_s$$

Suponhamos que a corrente é de $0.1nA$ e cerca de 100 vezes superior à corrente de saturação do díodo que é de, aproximadamente, $1nA$. Então, a sensibilidade de temperatura esperada é de $+0.2 mV/K$. Contudo, na prática, a temperatura de dependência de um díodo depende da fortaleza da dependência da temperatura da corrente de saturação em si. O valor real pode ser obtido experimentalmente a partir da dependência da temperatura da tensão da junção para a frente de um díodo de silicone⁷ que é de $-2 mV/^\circ C$, e por isso, $V_{f0} \propto T$ [31].

⁷ Que tipicamente é de 0.7V a 25°C para o silicone e de 0.25V para o germânio.

Termístores

Os termístores são também um outro tipo de sensores de temperatura constituídos por um transistor bipolar. Por exemplo, um sensor do tipo $n-p-n$ é um transistor com uma configuração de emissor comum e com um circuito de corrente constante. Da teoria base de um transistor, a tensão do emissor base V_{BE} é proporcional à temperatura absoluta. É relatado em relação à corrente do coletor I_C por:

$$V_{BE} = \frac{k_B T}{q} \ln \left(\frac{I_C}{I_{C0}} \right) \text{ onde } I_{C0} = A_E J_S$$

onde A_E é a área do emissor, J_S é a densidade de saturação da corrente e I_{C0} é o inverso da corrente de saturação. Modelos mais precisos podem ser desenvolvidos contudo, a corrente base-emissor, na prática, aproxima-se bastante de:

$$V_{BE} \approx V_{BE0} + \lambda T$$

onde λ é uma constante empírica que depende da densidade de corrente. Os parâmetros do processo e a tensão *offset* V_{BE0} tem um valor típico de $1.3V$ quando a tensão base-colector V_{BC} é definida para tomar o valor $0V$.

Para criar um verdadeiro sensor proporcional à temperatura absoluto, PTAT (*Proportional To Absolute Temperature*), é necessário fabricar dois transistores. Um dos transistores com uma área de emissão A_{E1} e o outro com A_{E2} . Então a diferença nas tensões de base-emissor é directamente proporcional à temperatura absoluta e é dada por:

$$\Delta V_{BE} = (V_{BE1} - V_{BE2}) = \frac{k_B T}{q} \ln \left(\frac{I_C J_{S2} A_{E2}}{I_{C0} J_{S1} A_{E1}} \right) \approx \frac{k_B T}{q} \ln \left(\frac{A_{E2}}{A_{E1}} \right)$$

Quando dois transistores são idênticos, as densidades da corrente do coletor e da corrente de saturação são iguais, e a razão das áreas de emissão apenas determinam a resposta do sensor.

Os transistores são dos elementos mais atractivos para efectuar medições de temperatura quer num dispositivo discreto ou numa parte de um circuito integrado *standard*. Como exemplo, um circuito PTAT que usa dois transistores $p-n-p$ para dividir a corrente em dois⁸ transistores $n-p-n$ com áreas de emissão diferentes. A tensão deixada na resistência, R , é simplesmente a diferença entre as tensões base-emissor para os transistores $n-p-n$; por isso a corrente de saída, I_0 é dada por:

$$I_0 \approx \frac{2k_B T}{qR} \ln \left(\frac{A_{E2}}{A_{E1}} \right)$$

⁸ Comumente referido como espelho de correntes.

Existe um grande número de variações neste tipo de circuito PTAT como, por exemplo, usar um conjunto de oito transístores idênticos $n-p-n$ com igual área de emissão e adicionar a tensão referência de *offset* para ter uma saída o mais próxima de $0V$ à temperatura ambiente.

Este tipo de sensor de temperatura é simples para criar um processo de circuito integrado *standard*. Tem também uma boa sensibilidade e baixa dependência em processo de variação devido ao princípio de medida proporcional empregue. Assim sendo, os termístores são uma opção bem atractiva em muitos casos[31] como, por exemplo, na protecção térmica de muitos circuitos electrónicos e em aplicações de investigação científica e biomédica.

Sensores de Temperatura SAW

Em determinadas circunstâncias pode ser rentável usar outro tipo de tecnologias que não as descritas nas subsecções anteriores. Um exemplo disso são os dispositivos de sensorização de temperatura *wireless*. Estes dispositivos requerem o uso de um circuito integrado de temperatura, um transmissor de radiofrequência e uma bateria para suprimento de energia.

Nestas circunstâncias em que é rentável usar outro tipo de tecnologias, podem-se aplicar os dispositivos de temperatura SAW (*Surface Acoustic Waves*).

Os dispositivos SAW são dispositivos que se baseiam nas ondas superficiais acústicas. São uma parte muito importante para a família de sensores e, recentemente, e têm visto diversas aplicações desde detecção de gás e vapores para medições [31].

O sensor SAW é constituído por uma camada fina de niobato de lítio piezoeléctrico no topo de um substrato de cerâmica, vidro ou silicone (Bao *et al* 1994). Uma camada fina de alumínio é padronizada usando litografia óptica (processo de uma máscara) para formar um par de eléctrodos interdigitais ligados a uma antena pequena de micro-ondas e a um par de reflectores.

O princípio base passa por um sinal electromagnético de frequência modulada (FM) é transmitido remotamente e é captado por uma pequena antena. Esta antena envia depois o sinal SAW através dos eléctrodos interdigitais para os reflectores. Depois, os reflectores devolvem a onda que depois chega por FM à antena e que por sua vez, a devolve de volta dois sinais para a localização remota. Neste processo, o atraso de tempo dos dois sinais é medido usando um circuito electrónico adequado. Um exemplo, passa por um misturador para obter as diferenças de fase do sinal de referência e um computador para interpretar a saída.

A diferença no ângulo de fase $\Delta\varphi$ entre dois sinais linearmente relacionados à temperatura pelos dois atrasos de tempo τ_1 e τ_2 (Bao *et al* 1994) é dada por:

$$\Delta\varphi = \omega_0\alpha(\tau_2 - \tau_1)\Delta T$$

onde o sinal FM original tem uma frequência ($2\pi\omega_0$) igual a 905 MHz, o tempo de atraso dos sinais reflectidos é 1 μs e 1.1 μs à temperatura ambiente, e o coeficiente de temperatura do niobato de lítio é de $9.4 \times 10^{-5}/^\circ C$. A sensibilidade de temperatura do micro sensor SAW-IDT é calculada para ser 3.1 *graus/°C*. A resolução de um sensor é cerca de um grau por ângulo ou 0.33°C.

Este micro transdutor de temperatura tem um excelente valor prático porque a detecção é passiva, ou seja, não requer alimentação energética. Por outro lado é *wireless* e, por isso,

pode ser embutido em partes rotativas ou que se movimentem tal como pneus de carros, lâminas de turbinas, rotores de helicópteros, entre outros. Por fim, é muito barato para se fazer.

É, no entanto, de salientar que os micro sensores SAW-IDT têm muitas mais aplicações importantes do que apenas agir como sensor de temperatura [31].

Comparação dos Sensores de Temperatura

Tal como descrito anteriormente, são vários os tipos de sensores de temperatura à nossa disposição. De entre tantos tipos e quantidade de sensores de temperatura existentes, resta saber qual o mais adequado à aplicação que se pretende desenvolver.

Assim, tal como foi feito para definir qual o acelerómetro a usar, também no caso do sensor de temperatura é necessário saber quais são as características que o sensor tem de possuir para a elaboração da aplicação em causa.

Sendo o sensor de temperatura projectado para detectar alterações na quantidade de calor ou frio, deve-se primeiro saber qual a gama de temperatura que o sensor tem de alcançar, bem como a sensibilidade, resolução e frequência de aquisição do sinal. Além disso, saber se será do tipo capacitivo, resistivo ou outro tal como descrito anteriormente.

É ainda de salientar que devemos saber como vamos alimentar o sensor e qual vai ser a saída do sensor e como analisá-la.

Depois de definidas todas estas características necessárias, resta escolher um sensor cuja relação qualidade custo seja a mais eficiente possível.

Capítulo 4 - Aquisição de Sinais de Temperatura Utilizando um Termopar

Introdução

A temperatura do corpo humano é um dos parâmetros mais importantes de avaliação clínica que se pode obter sem recorrer a métodos invasivos.

Este indicador do corpo humano é determinante para vários processos metabólicos, sejam eles reacções inflamatórias para neutralização de vírus ou bacterias e proliferação das células do sistema imunitário, processos de replicação e transcrição do DNA e tradução do RNA, entre outros. Assim, de uma forma objectiva, a temperatura um factor determinante para a manutenção da homeostase do corpo humano.

Além da importância da temperatura para a manutenção da homeostase do corpo humano, quando há um desequilíbrio e deixa de haver homeostase térmica, é também ela uma condição de extrema importância para a determinação da patologia em causa e para que um tratamento clínico adequado seja prescrito.

Desta forma, é necessário monitorizar este indicador de uma forma contínua e precisa para que o diagnóstico seja o mais precoce possível e o tratamento adequado e eficiente.

Para isso, é importante que o sensor de temperatura seja sensível e preciso o suficiente para detectar pequenas variações do parâmetro em estudo. Na escolha do sensor é também necessário ter em conta a relação entre o custo e a qualidade por forma a tornar o conjunto o mais económico/acessível possível.

No nosso caso em particular, queremos desenvolver uma tecnologia que nos permita detectar alterações na temperatura do corpo humano. Assim sendo, é necessário conhecer primeiro os conceitos teóricos associados à aplicação desta tecnologia de instrumentação médica. No final faremos um laboratório exemplificativo da sua aplicação.

Motivação

São muitos os casos em que a monitorização da temperatura tem de ser tida em conta, pois é indicativa de muitas patologias. Assim sendo, a sua devida monitorização é uma ferramenta importantíssima no despiste de várias patologias, auxiliando o profissional de prestação de cuidados de saúde no diagnóstico médico/terapêutico.

Muitas das medições médicas são efectuadas em laboratórios bem controlados que acabam por limitar significativamente o realismo e duração dos testes. Um exemplo de uma aplicação da medição da temperatura passa pela monitorização do impacto da privação de sono em processos periódicos no corpo humano conhecidos como ritmos circadianos⁹. Isto requer perfis de medição da temperatura corporal altamente precisos durante semanas e com um retorno em tempo real para um médico [32], por exemplo, através da telemedicina.

A avaliação da frequência cardíaca também pode ser monitorizada tendo em conta as informações de contexto do paciente tais como, postura, movimento, temperatura ambiente [33] e temperatura corporal. Contudo, para que a avaliação seja correcta, a precisão da medição dos parâmetros deve ser também elevada.

Além disto, a aquisição de sinais biomédicos é uma tarefa crucial para pesquisas biomédicas e gestão de registos hospitalares [34] principalmente, e cada vez mais nos dias de hoje devido ao envelhecimento da população mundial. Este envelhecimento acarreta doenças crónicas que devem ser muito bem acompanhadas e monitorizadas [35][36] até porque muitas das vezes esta população envelhecida vive sozinha, sem grandes apoios e este tipo de sistemas portáteis e miniaturizados permite um acompanhamento mais eficiente do paciente [37]. É necessário ainda este tipo de dispositivos biomédicos miniaturizados para que o seu uso na vida quotidiana seja o mais imperceptível possível para o paciente por forma a ter diagnósticos atempados e para que reabilitação seja a mais rápida e adequada possível [38].

Um outro exemplo de aplicação deste tipo de tecnologia é nos soldados militares e até civis que desta forma podem ser monitorizados mesmo quando estão a desempenhar actividades perigosas [39].

Assim, o uso clínico de termómetros eléctricos é largamente aplicado para verificar a temperatura corporal em várias situações como, por exemplo, durante uma gripe [40].

De entre muitas tarefas associadas à função do biomédico, o conseguir fazer a ponte entre um técnico de saúde e um técnico da engenharia é uma das mais evidentes. Assim, cabe ao

⁹ Ritmo relativo a um intervalo de tempo de aproximadamente 24 horas no qual se baseia o ciclo biológico de muitos seres vivos. É influenciado por variações de temperatura, exposição à luz, marés e ventos.

biomédico em conjunto com outros profissionais desenvolver mecanismos auxiliares de diagnóstico.

Desta forma, é necessário um conhecimento vasto na área da medicina para que possamos saber o que pretendemos avaliar. Além disto é necessário também ter um conhecimento também ele vasto na área da tecnologia ligada à engenharia por forma a saber como avaliar os parâmetros em questão.

Tarefa para o aluno:

- Pesquisar outras situações biomédicas em que o uso de um sensor de temperatura seja importante para o bem-estar e para uma melhoria da qualidade de vida das pessoas.

Objectivos Específicos Para a Elaboração deste Protocolo

Laboratorial

Com a realização deste trabalho experimental pretende-se, primeiramente, ter uma noção da importância da regulação da temperatura do corpo humano. Além disso, pretende-se ainda ter uma perspectiva significativa do tipo de problemas advindos das alterações da temperatura corporal. Assim, devido a esta importância, é o nosso objectivo monitorizar a temperatura do corpo humano ao longo do tempo, por forma a ser possível traçar um gráfico que permita identificar as alterações ocorridas. Mais do que monitorizar, pretende-se que esta aquisição de dados seja o mais realista possível, ou seja, a mais próxima da real possível, tendo em conta a discrepância existente entre a temperatura corporal externa e interna.

Para adquirirmos estes dados, é necessário escolher o sensor de temperatura mais adequado à aplicação em causa, e é preciso conhecer o seu modo de funcionamento por forma a saber trabalhar devidamente com ele.

Além dos objectivos já mencionados, pretende-se ainda melhorar a capacidade que o biomédico tem de trabalhar e manipular os circuitos e sensores electrónicos por forma a atingir a finalidade a que se propôs.

Pretende-se ainda saber interpretar os resultados obtidos e, quando não forem os esperados, saber ainda assim analisá-los devidamente, tendo ainda a capacidade de identificar o que falhou e solucionar o problema.

Modelo Teórico-Mecânico do Nosso Caso de Estudo

Levando em conta que a temperatura é um dos factores determinantes para a homeostase do corpo humano e, com o envelhecimento gradual da população e aumento significativo da quantidade de problemas de saúde que têm sido detectados pelos profissionais de saúde é imprescindível desenvolver mecanismos de monitorização e instrumentação médica que permitam vigiar o mais pormenorizadamente possível este parâmetro.

Também na população mais jovem, com o acréscimo das preocupações e stress laboral que se vive cada vez mais, o equilíbrio corporal é abalado manifestando-se de várias formas, incluindo as alterações na temperatura corporal.

Com o desequilíbrio na homeostase corporal chegam também outros problemas de ordem psicológica que afectam a qualidade de vida da população e que conduzem a estados de depressão, ansiedade e até revolta.

Assim, pretende-se efectuar a medição da temperatura em vários pontos corporais. Para isso é necessário saber onde colocar o sensor de forma a obter os valores de temperatura mais fidedignos possíveis.

Desta forma, a colocação dos sensores deve estar posicionada debaixo das axilas, por serem o local do corpo que nos dá o valor mais aproximado da verdadeira temperatura corporal sem ser um método de avaliação invasivo.

Para detectar este parâmetro torna-se necessário construir um equipamento que receba os dados do sensor de temperatura e que os converta em dados digitais, processe e remova o ruído presente no sinal. Depois disto é ainda importante apresentar os dados de uma forma passível de melhor interpretação, ou seja, é preciso representá-los graficamente.

O sensor de temperatura que vamos usar é o termopar tipo K que é o tipo de termopar mais utilizado em geral na indústria. Tem uma elevada resistência à oxidação quando sujeito a altas temperaturas e elevada resistência à corrosão quando exposto a baixas temperaturas.

Modelo de Estudo

Sendo a nossa pretensão estudar as alterações de temperatura corporal, em primeira instância temos de saber onde posicionar os sensores de temperatura. Assim, serão colocados nas axilas dois sensores de temperatura, um em cada axila como mostra a Figura 26.

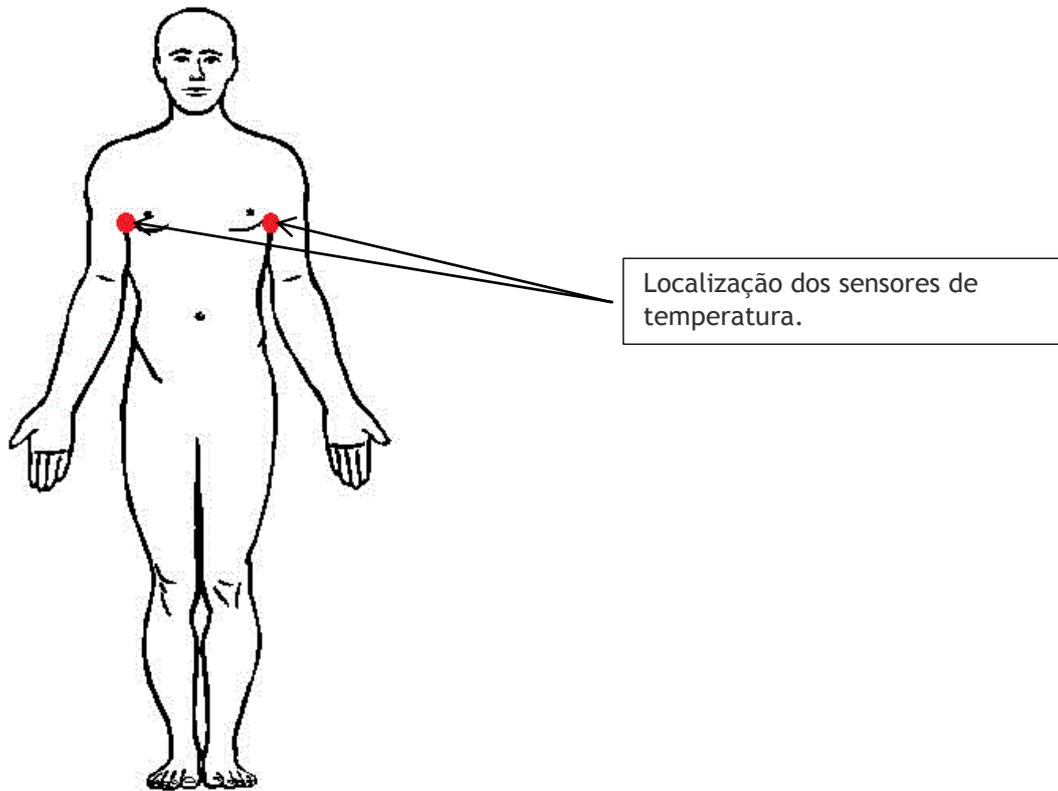


Figura 26 - Modelo de estudo para a aquisição dos dados da temperatura corporal.

Depois e adquiridos os valores de temperatura em vários pontos do corpo é crucial colocá-los numa forma passível de análise. Assim, torna-se necessário processá-los, filtrá-los e só depois analisá-los.

Para isso vamos recorrer ao auxílio de um sensor de temperatura para a captação dos dados e ao MSP430G2553 para a conversão dos mesmos de analógico para digital através do ADC e para o seu processamento e análise. Vamos ainda utilizar o eZ430-RF2500 para enviar os dados do sensor via *wireless* para o MSP430G2553.

Consequentemente, no decorrer do laboratório será descrita a forma como adquirir os dados do modelo de estudo apresentado. Seguidamente escolher-se-ão as ferramentas necessárias para o trabalho apresentado. Depois de escolhidas, serão descritas as características principais e mais importantes dessas ferramentas para uma correcta realização deste trabalho laboratorial.

Tarefa para o aluno:

- Proponha outros modelos de estudo biomédicos que envolvam a aquisição de dados de temperatura.
- Proponha outra forma de comunicação dos dados a adquirir via *wireless*.

Resumo Laboratorial

Com este laboratório podem ser estudadas várias tecnologias, conceitos, e aplicações biomédicas. Assim, começa-se por explorar as entradas GPIO do MSP430G2553 que proporcionam vários tipos de interfaces. Como se pretende estudar a temperatura corporal, será acoplado ao MSP430G2553 um PCB no qual está ligado o eZ430-RF2500 [41]. Numa fita elástica serão colocados os sensores de temperatura e o outro eZ430-RF2500. Este último conjunto electrónico será então colocado na pessoa e irá comunicar com o computador portátil através da porta série. Assim o computador irá receber os dados da temperatura. Com os dados já no computador portátil e recorrendo ao CCS mais as suas ferramentas associadas é possível visualizar os dados recebidos.

Adicionalmente, com um *software* apropriado, o *Matlab*, é ainda possível visualizar os dados em forma de um sinal gráfico que pode ser modulado, filtrado e tratado conseguindo obter um padrão de movimento, a frequência do sinal, entre outros.

A comunicação pode ainda ser controlada através de dois LED's que nos indicarão se os dados estão a ser enviados e recebidos pelo computador portátil.

Recursos do MSP430G2553

Como já foi mencionado, a implementação deste laboratório vai ter como base o MSP430G2553. Assim, deste microcontrolador vai ser usado o WDT+ para que ele possa controlar o sistema e provoque um reinício sempre que algum problema ocorra. O BSC + para produzir um sinal de relógio de 16 MHz utilizado pelo MCLK e pelo SMCLK. Este sinal de relógio está assim definido para que possa produzir uma interrupção sempre que seja necessário. Também a USCIB0 deve ser configurada por forma a trabalhar em modo SPI permitindo enviar e receber informações da interface gráfica do computador portátil. O ADC10 deve ser configurado por forma a converter os dados da temperatura para um sinal digital. O *Timer* deve ser configurado de forma a verificar periodicamente se a transmissão dos dados do *buffer* estão a ser enviados pela porta série para o computador portátil. Este passo é deveras importante pois a qualidade da comunicação depende deste passo. Primeiramente é necessário criar um projecto com suporte do *Grace* para o microcontrolador MSP430G2553. Depois, já é então possível configurar os recursos utilizados pela aplicação. Assim, depois de abrir a aplicação basta ir a *File*, entrar em *New* e depois *CCS Project* como mostra a.

Proposta de Solução e Análise do Problema

Para a implementação deste trabalho experimental é necessário recorrer não só ao MSP430G2553 como também a dois eZ430-RF2500, um acoplado ao MSP e outro acoplado aos sensores de temperatura. A ligação entre os dois dispositivos anteriormente referidos é efectuada através de um porto do MSP com comunicação SPI. A implementação deste porto pode ser encontrada no *Master Mode*. Para efectuar este laboratório devem ser consultados: a família do MSP430x2xx <slau144i.pdf> e o eZ430-RF2500 <slau227e.pdf>.

Uma abordagem possível para este problema passa pela construção de um projecto no CCSV5. Para isso é necessário obter uma aplicação que possa ser descarregada para os dois eZ430-RF2500 e verificar a sua operação. É de salientar que se deve prestar especial atenção à identificação dos recursos do MCU e ao seu processo de instalação

Assim que a aplicação esteja descarregada, já se pode proceder à configuração do *Grace* para o MSP430G2553 e à adição das bibliotecas relativas aos dois eZ430-RF2500.

Tarefa para o aluno:

- Compreender o porquê da escolha destes parâmetros de trabalho e não outros.
- Propor outro método de avaliação do problema de estudo proposto.
- Propor outros problemas biomédicos para estudo envolvendo a aquisição de dados de temperatura.

Aplicação da Função Principal

Para proceder à aquisição dos sinais, é necessário criar um conjunto de variáveis que são importantes para a realização do trabalho experimental.

Assim sendo, logo no início da aplicação principal é necessário definir essas variáveis e o estado inicial das mesmas:

```
#define CS_U1B_LOW P2OUT &~0x02;
#define CS_U1B_HIGH P2OUT |=~0x02;

#define CS_U1C_LOW P2OUT &~0x01;
#define CS_U1C_HIGH P2OUT |=~0x01;

unsigned char UART_buffer_RX [UART_BUFFER_SIZE];
unsigned char ptr_UART_RX = 0;

int data[3];
unsigned int j;
```

Após a criação das variáveis é estabelecido um tempo de espera só para ter a certeza que o sistema está correctamente inicializado:

```
/**
***
// Delay
//*****
***
void delay(void)
{
    unsigned int i;

    for (i = 8000; i == 0; i--) __no_operation();
}

```

Posteriormente configura-se a comunicação, ou seja, a USCI por forma a operar no modo SPI:

```
/**
***
// WriteSPI
//*****
***
int WriteSPI(unsigned int config, int mode)
{
    int msb;
    unsigned int temp;
    char dummy;

    temp = config;

```

Assim, esta está configurada para esperar pela interrupção da *flag* que não é “levantada” enquanto o valor de temperatura não for alterado do valor configurado inicialmente.

Após a aquisição de um valor, escreve o *bit* mais significativo e efectua um deslocamento de oito *bits* e armazena o valor no *buffer*.

Posteriormente, lê o *bit* menos significativo, faz um novo deslocamento de oito *bits* e guarda o valor no *buffer*.

O programa efectua este tipo de leitura e escrita duas vezes.

```
    if (mode==1) temp = config | 0x8000;

    while(!(UC0IFG&UCB0TXIFG));

    UCB0TXBUF = (temp >> 8 );           // Write MSB of Config

    while(!(UC0IFG&UCB0RXIFG));
    msb=UCB0RXBUF;                       // Read MSB of Result

    while(!(UC0IFG&UCB0TXIFG));

    UCB0TXBUF= (temp & 0xff);           // Write LSB of Config
    while(!(UC0IFG&UCB0RXIFG));
    msb = (msb << 8) | UCB0RXBUF ;     //Read LSB of Result

    while(!(UC0IFG&UCB0TXIFG));
    UCB0TXBUF = (temp >> 8 );           // Write MSB of Config
                                         // Write MSB of Config

    while(!(UC0IFG&UCB0RXIFG));
    dummy=UCB0RXBUF;                     // Read MSB of Config

    while(!(UC0IFG&UCB0TXIFG));
    UCB0TXBUF= (temp & 0xff);           // Write LSB of Config
                                         //

Write LSB of Config
    while(!(UC0IFG&UCB0RXIFG));
    dummy=UCB0RXBUF;                     //Read LSB of Config

    return msb;
}
```

Após a configuração da comunicação SPI, torna-se necessário configurar o termopar. Assim, as três linhas do termopar são colocadas a alto:

```
//*****
***
// ADS_Config
```

```

//*****
***
void ADS_Config(void)
{
    int i;
    unsigned int temp;

    // Configure CS ADS1118 lines
    CS_U1A_HIGH;           // CS_U1A goes
high
    CS_U1B_HIGH;           // CS_U1B goes
high
    CS_U1C_HIGH;           // CS_U1C goes
high
}

```

Após estarem as linhas todas configuradas, colocam-se os valores dos três *bits* a zero:

```

// Set the configuration to AIN0/AIN1, FS=+/-1.024, SS, DR=128sps,
PULLUP on DOUT
temp = 0x379A;

for (i=0;i<3;i++)
{
    // Set CS low and write configuration
    switch(i)
    {
        case 0:
            P2OUT &= ~BIT0;
            break;
        case 1:
            P2OUT &= ~BIT1;
            break;
        case 2:
            P2OUT &= ~BIT2;
            break;
        default:
            break;
    }
}

```

Por questões de segurança de registo de valores, coloca-se um tempo de espera por forma a dar tempo para que as operações não sejam efectuadas todas seguidas umas às outras:

```

// Write the configuration
WriteSPI(temp,0);
for (j = 3000; j > 0; j--) delay();

```

Depois, colocam-se todos os *bits* a um e acaba por adormecer na parte do programa colocada no *main*.

```

// Set CS high to end transaction

```

```

        P2OUT |= BIT0 + BIT1 + BIT2;
    }
}

```

Agora é necessário saber como vai o termopar transmitir os valores de temperatura para a comunicação *SPI*. Assim, são criados seis casos em que, em todos eles, primeiro se coloca o *bit* do porto 2 a zero. Posteriormente, esse valor é escrito na memória da comunicação e volta-se a colocar o *bit* do porto 2 a um. A única diferença entre os seis casos é apenas a mudança do endereço onde estamos a colocar os valores adquiridos.

```

//*****
//
// ADS_Read
//*****
int ADS_Read(unsigned char channel)
{
    unsigned int temp;

    switch(channel)
    {
        case 0:    // ADS1118 A
            P2OUT &= ~BIT0;
            temp = WriteSPI(0x78A,1);
            P2OUT |= BIT0;
            break;

        case 1:
            P2OUT &= ~BIT0;
            temp = WriteSPI(0x378A,1);
            P2OUT |= BIT0;
            break;

        case 2:    // ADS1118 B
            P2OUT &= ~BIT1;
            temp = WriteSPI(0x78A,1);
            P2OUT |= BIT1;
            break;

        case 3:
            P2OUT &= ~BIT1;
            temp = WriteSPI(0x378A,1);
            P2OUT |= BIT1;
            break;

        case 4:    // ADS1118 C
            P2OUT &= ~BIT2;
            temp = WriteSPI(0x78A,1);
            P2OUT |= BIT2;
            break;

        case 5:
            P2OUT &= ~BIT2;
            temp = WriteSPI(0x378A,1);
            P2OUT |= BIT2;
            break;

        case 6:    // ADS1118 temperature sensor
            P2OUT &= ~BIT0;
            temp = WriteSPI(0x379A,1);
    }
}

```

```

        P2OUT |= BIT0;
        break;
    }

    return temp;
}

```

Já foi falado na rotina de interrupção da *USCI* mas não foi mencionada a forma de funcionamento.

Assim, a rotina tem um local de armazenamento de dados, o *buffer*. Cria-se também um ponteiro para que recomece novamente, ou seja, para ir novamente a zero e aponte para o *buffer*.

Seguidamente o *buffer* da comunicação coloca o “S” e espera que responda.

Posteriormente, inicializa-se a aquisição dos dados de temperatura do sensor, ignoram-se os últimos dados e recomeça a aquisição para ser possível guardar os novos dados adquiridos. Estes últimos dados são colocados na posição zero do *buffer*. É efectuado um deslocamento do valor maior e é colocado no *buffer*. Só depois se faz o deslocamento do valor menor e se transmite.

```

//*****
***
// USCI Receive interrupt service
//*****
***
#pragma vector=USCIAB0RX_VECTOR
__interrupt void USCI0RX_ISR(void)
{
    unsigned int temperature;

    unsigned int j = 0;

    UART_buffer_RX[ptr_UART_RX] = UCA0RXBUF;

    ptr_UART_RX++;

    if ((ptr_UART_RX == UART_BUFFER_SIZE))
    {
        ptr_UART_RX = 0;
                                                // Index pointer to the UART RX buffer

        UCA0TXBUF = 'S';
        while (!(UC0IFG&UCA0TXIFG));

        temperature = ADS_Read(6);                // start acquire
temperature sensor
        for (j = 3000; j > 0; j--) delay();        // ignore last results

```

```

        temperature = ADS_Read(0); // start acquire
thermocouple 0
        for (j = 3000; j > 0; j--) delay(); // collect temperature
sensor
        data[0] = temperature;

        UCA0TXBUF = (unsigned char) ((temperature & 0xff00) >> 8);

        while (!(UC0IFG&UCA0TXIFG));
        UCA0TXBUF = (unsigned char) (temperature & 0x00ff);

        while (!(UC0IFG&UCA0TXIFG));

        temperature = ADS_Read(1); // start acquire
thermocouple 1
        for (j = 3000; j > 0; j--) delay(); // collect
thermocouple 0
        data[1] = temperature;
        UCA0TXBUF = (unsigned char) ((temperature & 0xff00) >> 8);
        while (!(UC0IFG&UCA0TXIFG));
        UCA0TXBUF = (unsigned char) (temperature & 0x00ff);
        while (!(UC0IFG&UCA0TXIFG));

        temperature = ADS_Read(6); // start acquire
temperature sensor
        for (j = 3000; j > 0; j--) delay(); // collect
thermocouple 1
        data[2] = temperature;
        UCA0TXBUF = (unsigned char) ((temperature & 0xff00) >> 8);
        while (!(UC0IFG&UCA0TXIFG));
        UCA0TXBUF = (unsigned char) (temperature & 0x00ff);
        while (!(UC0IFG&UCA0TXIFG));

    }
}

```

Na função principal estão configurados todos os periféricos do MSP430G2553 necessários à execução deste trabalho experimental.

Desta forma, o WDT é parado, é configurado o DCO, os portos de saída e entrada, a comunicação USCI nos modos UART para a USCIA0 e SPI para a USCIB0. Está ainda configurado o ADS que é o termopar.

```

//*****
***
// Main function
//*****
***
void main(void)
{
    // Stop WDT
    WDTCTL = WDTPW + WDTHOLD;

    // Configure DCO
    BCSCCTL2 = SELM_0 + DIVM_0 + DIVS_0;

```

```

if (CALBC1_1MHZ != 0xFF) {
    DCOCTL = 0x00;
    BCSCTL1 = CALBC1_1MHZ;          // Set DCO to 1MHz
    DCOCTL = CALDCO_1MHZ;
}

BCSCTL1 |= XT2OFF + DIVA_0;
BCSCTL3 = XT2S_0 + LFXT1S_2 + XCAP_1;

// Configure I/O
P1OUT = 0;
P1SEL = BIT1 + BIT2 + BIT5 + BIT6 + BIT7;
P1SEL2 = BIT1 + BIT2 + BIT5 + BIT6 + BIT7;
P1DIR = BIT0 + BIT3 + BIT4;
P1IES = 0;
P1IFG = 0;

P2OUT = 0;
P2SEL &= ~(BIT6 + BIT7);
P2DIR = BIT0 + BIT1 + BIT2 + BIT3 + BIT4 + BIT5 + BIT6 + BIT7;
P2IES = 0;
P2IFG = 0;

// Configure USCIA0 -> UART Mode
UCA0CTL1 |= UCSWRST;
UCA0CTL1 = UCSSEL_2 + UCSWRST;
UCA0MCTL = UCBRF_0 + UCBR1_1;
UCA0BR0 = 104;
UCA0CTL1 &= ~UCSWRST;
IE2 |= UCA0RXIE;                  // Enable USCI_A0 RX interrupt

// Configure USCIB0 -> SPI Mode
UCB0CTL1 |= UCSWRST;
UCB0CTL0 = UCMSB + UCMST + UCMODE_0 + UCSYNC;
UCB0CTL1 = UCSSEL_2 + UCSWRST;
UCB0BR0 = 20;
UCB0CTL1 &= ~UCSWRST;

// Config ADS
ADS_Config();

__bis_SR_register(LPM0_bits + GIE);    // Enter LPM0, interrupts enabled
}

```

Tarefa para o aluno:

- Propor uma outra forma de adquirir os dados de temperatura usando o CCS.
- Propor outro *software* que permita também executar a tarefa proposta.

Esquemático do PCB

Para a realização deste trabalho é necessária a utilização de uma placa de trabalho, o PCB onde estão integrados um conjunto de componentes electrónicos incluindo resistências, condensadores e portas que comunicam com o MSP460G2553 tal como ilustra a Figura 27.

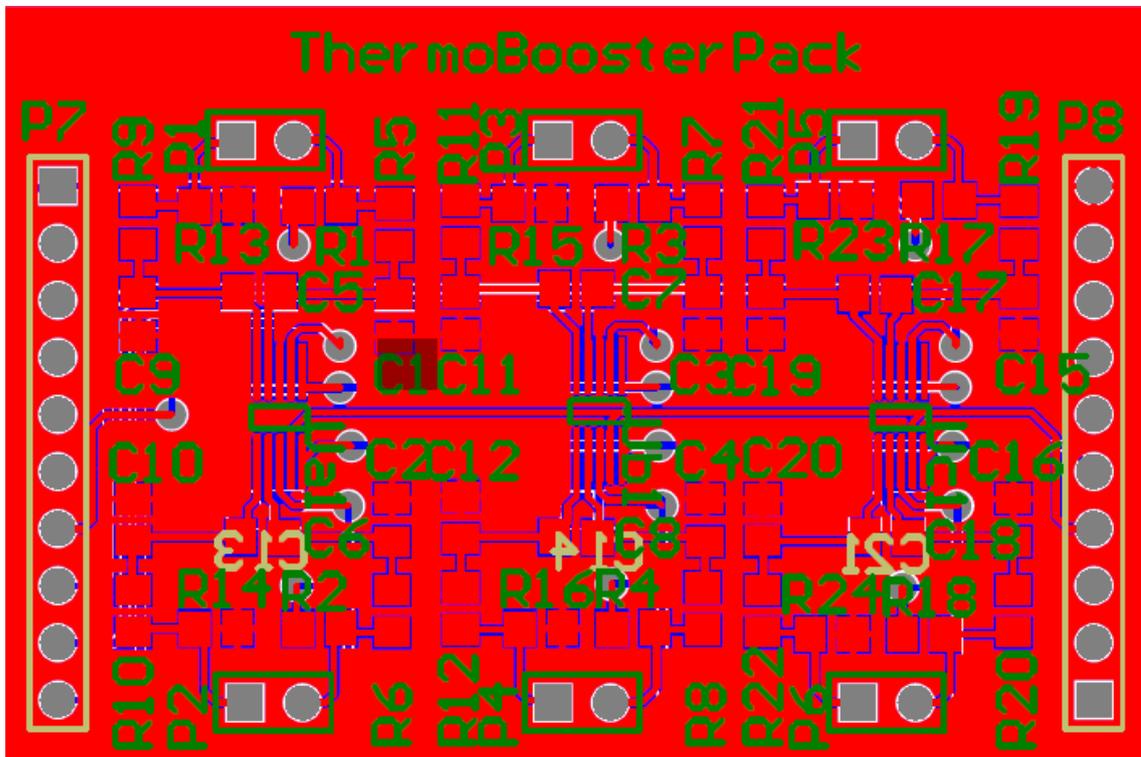


Figura 27 - Imagem ilustrativa da disposição dos componentes da placa de trabalho do termopar.

Depois de todo o *hardware* estar devidamente montado e configurado é então possível adquirir os sinais e visualizá-los recorrendo ao Matlab.

Recepção de Dados e Visualização

Para receber os dados adquiridos pelo termopar é necessário recorrer ao Matlab. Este *software* é bastante interactivo e mais utilizado para cálculos numéricos. Contudo, através dele podem-se efectuar um vasto conjunto de trabalhos como é o caso. Permite ainda processar os sinais adquiridos e construir gráficos através de uma linguagem de programação relativamente acessível.

Assim, começa-se por definir as variáveis em estudo e por saber qual é a porta de comunicação *COM* a ser usada. É ainda necessária a configuração da porta série em questão. Posteriormente espera-se que esta porta esteja acessível e espera-se ainda que alguma tecla seja pressionada.

Após a aquisição dos dados são traçados os três gráficos onde estão representados os valores de temperatura adquiridos pelo termopar. Após o traçar dos gráficos é fechada a porta de comunicação *COM* e é fechada também a aplicação.

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%  
%                                                    %  
%Data reception and visualization with MatLab%  
%                                                    %  
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%  
  
clc  
  
clear  
  
% Variable initialization  
  
Tsensor1 = [];  
  
Tsensor2 = [];  
  
Tsensor3 = [];  
  
% 1 - Request from user the name of the COM in string format  
  
str = input('Name of the COM - ','s');
```

```

% 2 - Serial object creation

s = serial(str);

% 3 - Serial port configuration

set(s,'BaudRate',9600);

% 5 - Open serial port

fopen(s);

% 6 - Pause until key pressed

k = 's';

while( k == 's')

    fwrite(s,'d');

    vector = fread(s,7);

    a = 0.03125*double(typecast(uint8([vector(3),vector(2)]),'int16'))/4;

    b = double(typecast(uint8([vector(5),vector(4)]),'int16'));

    c = double(typecast(uint8([vector(7),vector(6)]),'int16'));

```

```

Tsensor1 = [Tsensor1; a];

Tsensor2 = [Tsensor2; Ktemp(1.024*b/32768,a)];

Tsensor3 = [Tsensor3; Ktemp(1.024*c/32768,a)];

disp('-----')

a

b

c

disp('----')

Ktemp(1.024*b/32768,a)

Ktemp(1.024*c/32768,a)

disp('----')

clf

plot(Tsensor1,'k')

hold on

plot(Tsensor2,'r')

plot(Tsensor3,'b')

pause(1)

end

```

```
% 7 - Close serial port and exit application
```

```
fclose(s)
```

```
close all
```

Tarefa para o aluno:

- Proponha uma forma de visualizar os dados adquiridos através do *Processing*.
- Crie um pequeno protocolo laboratorial onde explique todos os passos a seguir.

Apreciação Crítica do Capítulo

Com a realização deste trabalho experimental pretendia-se criar uma forma de adquirir os dados fiáveis de temperatura corporal humana por forma a ser-se capaz de, através da alteração da temperatura, detectar problemas associados à saúde. Associado a este objectivo tinha-se ainda como pretensão conseguir criar uma forma simples e fácil de obter os dados de temperatura em questão, por forma a mostrar à classe Biomédica qual o tipo de raciocínio que se deve ter para atingir o objectivo estabelecido.

Para isso, desenvolveu-se um conjunto de passos que permitiram atingir o objectivo estabelecido recorrendo ao auxílio da electrónica e *software* apropriado.

Após a execução do trabalho experimental pode-se ainda constatar que existem algumas formas diferentes de alcançar o objectivo estabelecido. A escolha de uma em detrimento de outra passa não só pela facilidade e simplicidade com que se alcança o objectivo como também pelos custos e comodidade associada à escolha do método e dispositivos necessários à obtenção dos dados.

Capítulo 5 - Conclusão

A realização desta dissertação tinha como objectivo projectar dois trabalhos experimentais exemplificativos de como fazer a ponte entre a área da saúde e a área das tecnologias. Esta ponte deve-se ao facto de ser uma tarefa praticamente impossível conseguir obter certos dados biológicos sem recorrer a dispositivos electrónicos que tornem a aquisição dos dados fiável, precisa, adequada e atempada.

Ao longo da projecção dos protocolos foram encontradas algumas dificuldades para o seu prosseguimento associadas não só à difícil escolha dos dispositivos mais adequados no meio de tanta diversidade como também ao facto de não ter as melhores bases na área tecnológica. Contudo, mesmo assim, com persistência e orientação os objectivos foram satisfatoriamente alcançados.

Assim sendo, pretende-se que num futuro próximo esta dissertação desperte mais colegas Biomédicos para que sejam capazes de compreender e utilizar a diversidade de meios à disposição para a obtenção de vários dados biológicos de forma simples, rápida e cómoda para o paciente.

Para que tudo isto seja possível é necessário desenvolver um interesse especial pela tecnologia em si, um dos meios essenciais nos dias de hoje para que seja possível atingir um determinado fim, principalmente na área das Biomédicas em que, dia após dia, novos desafios são impostos para resolução.

Bibliografia

- [1] L. J. Figueiredo, A. R. Gafaniz, and G. S. Lopes, “Aplicações de Acelerómetros,” pp. 1-12, 2007.
- [2] K. M. Culhane, M. O’Connor, D. Lyons, and G. M. Lyons, “Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults.,” *Age and ageing*, vol. 34, no. 6, pp. 556-60, Nov. 2005.
- [3] C. Internationale, A. Godfrey, T. Hourigan, G. M. Ólaighin, and S. Member, “Pendulum Analysis of an Integrated Accelerometer to assess its suitability to measure Dynamic Acceleration for Gait Applications,” pp. 4891-4894, 2007.
- [4] N. Yazdi, F. Ayazi, K. Najafi, and S. Member, “Micromachined Inertial Sensors,” vol. 86, no. 8, 1998.
- [5] J. Karki, “Signal Conditioning Piezoelectric Sensors,” no. September, pp. 1-6, 2000.
- [6] C. Song, B. Ha, and S. Lee, “Micromachined inertial sensors,” *Proceedings 1999 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Human and Environment Friendly Robots with High Intelligence and Emotional Quotients (Cat. No.99CH36289)*, vol. 2, pp. 1049-1056, 1999.
- [7] Q. X. Zhang, A. B. Yu, R. Yang, H. Y. Li, L. H. Guo, E. B. Liao, M. Tang, G. Lo, N. Balasubramanian, D. Kwong, and S. Member, “Integration of RF MEMS and CMOS IC on a Printed Circuit Board for a Compact RF System Application Based on Wafer Transfer,” vol. 55, no. 9, pp. 2484-2491, 2008.
- [8] H. Bakes and A. Haberlj, “CMOS MEMS Henry Bakes and Andreas Haberlj,” pp. 2813-2816, 1997.
- [9] B. Vigna, “Physical Sensors Drive MEMS Consumerization Wave.”
- [10] I. Li-Peng Wang, Member, IEEE, Richard A. Wolf, Jr., Yu Wang, Ken K. Deng, Lichun Zou, Robert J. Davis, Member, IEEE, and Susan Troler-McKinstry, Senior Member, “Design, fabrication, and measurement of high-sensitivity piezoelectric microelectromechanical systems accelerometers,” ... *Systems, Journal of*, vol. 12, no. 4, pp. 433-439, 2003.
- [11] S. Gervais-Ducouret, “Next smart sensors generation,” *2011 IEEE Sensors Applications Symposium*, pp. 193-196, Feb. 2011.
- [12] M. Hendershot, M. Hilton, M. Oo, and C. Chen, “Wireless Wearable Motion Sensor for Use in Medical Care,” 2009.
- [13] and J. L. Thurmon E. Lockhart¹, Adam T. Barth², Xiaoyue Zhang¹, Rahul Songra³, Emaad Abdel- Rahman⁴, “Portable, Non-Invasive Fall Risk Assessment in End Stage Renal Disease Patients on Hemodialysis,” pp. 1-29, 2011.
- [14] Q. Li, J. A. Stankovic, M. A. Hanson, A. T. Barth, and J. Lach, “Accurate , Fast Fall Detection Using Gyroscopes and Accelerometer-Derived Posture Information,” pp. 140-145, 2009.

- [15] F. Bagalà, C. Becker, A. Cappello, L. Chiari, K. Aminian, J. M. Hausdorff, W. Zijlstra, and J. Klenk, "Evaluation of accelerometer-based fall detection algorithms on real-world falls.," *PLoS one*, vol. 7, no. 5, p. e37062, Jan. 2012.
- [16] R. N. Mary E. Tinetti, M.D., Mark Speechley, Ph.D., and Sandra F. Ginter, "Factors for falls among elderly persons living in the community.," *The New England Journal of Medicine*, vol. 319, pp. 1701-1707, 1988.
- [17] B. Auvinet, G. Berrut, C. Touzard, L. Moutel, N. Collet, D. Chaleil, and E. Barrey, "Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device.," *Gait & posture*, vol. 16, no. 2, pp. 124-34, Oct. 2002.
- [18] J. J. Kavanagh, R. S. Barrett, and S. Morrison, "Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men.," *Gait & posture*, vol. 20, no. 3, pp. 291-8, Dec. 2004.
- [19] H. B. Menz, S. R. Lord, and R. C. Fitzpatrick, "Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces.," *Gait & posture*, vol. 18, no. 1, pp. 35-46, Aug. 2003.
- [20] J. J. Brunnekreef, C. J. T. van Uden, S. van Moorsel, and J. G. M. Kooloos, "Reliability of videotaped observational gait analysis in patients with orthopedic impairments.," *BMC musculoskeletal disorders*, vol. 6, p. 17, Jan. 2005.
- [21] M. E. Eastlack, J. Arvidson, J. V Danoff, and L. Charles, "Downloaded from <http://ptjournal.apta.org/> by guest on December 6, 2012," 1991.
- [22] M. C. Boonstra, R. M. a van der Slikke, N. L. W. Keijsers, R. C. van Lummel, M. C. de Waal Malefijt, and N. Verdonchot, "The accuracy of measuring the kinematics of rising from a chair with accelerometers and gyroscopes.," *Journal of biomechanics*, vol. 39, no. 2, pp. 354-8, Jan. 2006.
- [23] J. B. Bussmann, L. Damen, and H. J. Stam, "Analysis and decomposition of signals obtained by thigh-fixed uni-axial accelerometry during normal walking.," *Medical & biological engineering & computing*, vol. 38, no. 6, pp. 632-8, Nov. 2000.
- [24] A. Sai, S. Vasan, R. Doraiswami, D. M. Mahadeo, Y. Huang, and M. Pecht, "Point-of-Care Biosensor Systems."
- [25] L. Power, "A Duty Cycle Output with User Adjustable Period," 1999.
- [26] U. P. Consumption, F. P. Modes, C. Time, B. Clock, M. Configurations, F. C. Frequency, U. Serial, C. Interface, C. With, I. Reference, B. Detector, S. O. Programming, N. External, P. Voltage, O. E. L. W. Spy-bi-wire, P. Options, F. Complete, and M. Descriptions, "MSP430G2x53 MSP430G2x13," no. April 2011, 2012.
- [27] A. J. Campbell, M. J. Borrie, and G. F. Spears, "Risk factors for falls in a community-based prospective study of people 70 years and older.," *Journal of Gerontology*, vol. 44, no. 4, pp. M112-M117, 1989.
- [28] H. B. Menz, S. R. Lord, and R. C. Fitzpatrick, "Age-related differences in walking stability.," *Age and ageing*, vol. 32, no. 2, pp. 137-42, Mar. 2003.
- [29] W. Zijlstra and A. L. Hof, "Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking.," *Gait & posture*, vol. 18, no. 2, pp. 1-10, Oct. 2003.

- [30] L. Number and R. January, "MSP430x2xx Family User ' s Guide," no. December 2004, 2012.
- [31] O. O. A. Julian W. Gardner, Vijay K. Varadan, *Microsensors MEMS and Smart Devices*. 2001, pp. 230-240.
- [32] C. A. Boano, M. Lasagni, K. Romer, and T. Lange, "Accurate Temperature Measurements for Medical Research Using Body Sensor Networks," *2011 14th IEEE International Symposium on Object/Component/Service-Oriented Real-Time Distributed Computing Workshops*, pp. 189-198, Mar. 2011.
- [33] G. Sannino and G. De Pietro, "A smart context-aware mobile monitoring system for heart patients," *2011 IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine Workshops (BIBMW)*, pp. 655-695, Nov. 2011.
- [34] S. Kittipiyakul, S. Charoenkul, W. Pornsukjantra, P. Udomsaph, J. Woradet, V. Plongmai, and S. Sartsatit, "An automatic biomedical acquisition system for hospital registration," *2011 IEEE Symposium on Industrial Electronics and Applications*, pp. 692-695, Sep. 2011.
- [35] C. Rotariu, H. Costin, G. Andruseac, R. Ciobotariu, and F. Adochiei, "An Integrated System for Wireless Monitoring of Chronic Patients and Elderly People," 2011.
- [36] A. C. Nodes, "Countryside Elder Care System," pp. 186-189, 2011.
- [37] A. C. M. Fong, S. Member, B. Fong, and C. K. Li, "Assistive Independent Living for Senior Citizens with Special Cognitive Needs," pp. 448-449, 2012.
- [38] M. Pacelli, G. Loriga, N. Taccini, and R. Paradiso, "Sensing Fabrics for Monitoring Physiological and Biomechanical Variables: E-textile solutions," *2006 3rd IEEE/EMBS International Summer School on Medical Devices and Biosensors*, pp. 1-4, Sep. 2006.
- [39] D. Curone, E. L. Secco, L. Caldani, A. Lanatà, R. Paradiso, A. Tognetti, and G. Magenes, "Assessment of sensing fire fighters uniforms for physiological parameter measurement in harsh environment.," *IEEE transactions on information technology in biomedicine : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 16, no. 3, pp. 501-11, May 2012.
- [40] W. Chang, "Automatic measurement apparatus for clinical electrical thermometers," pp. 2671-2674, 2010.
- [41] T. Instruments, "eZ430-RF2500 development tool user's guide," *Texas Instruments SLAU227E*, no. April, 2009.