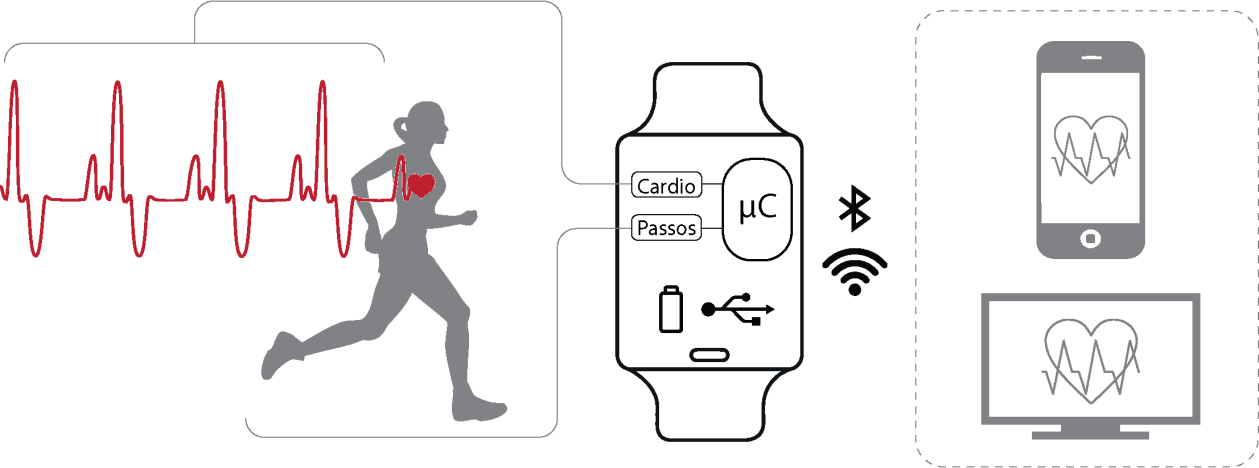
Projeto 1 – SmartBand

Micro e nanotecnologias



**Trabalho realizado por:**

Daniel Gomes A74729

Tiago Ferreira A71970

Pedro Vila-Chã A76468

**Orientador do projeto:**

Alexandre Silva

Índice

**Sumario**

Neste projeto teve-se como principal objetivo a produção de uma SmartBand que fosse competente a ponto de ser comparada com as já existentes no mercado. Para que isso acontecesse, torna-se fundamental que tanto o leitor de pulsos como o sensor de passos funcionem de forma o mais preciso e fiável possível. Neste momento, finalizado o projeto, ficou implementado o sensor de pulsação, o sensor de passos, sendo possível observar os dados recolhidos por estes sensores num computador ou dispositivo móvel (utilizando Bluetooth). A tentativa de implementação do projeto de uma forma mais compacta, utilizando uma PCB, não resultou como esperado, sendo detetados problemas na mesma durante os testes e portanto não foi possível implementar o sistema desta forma.

A preocupação principal deste projeto foi uma aquisição limpa do sinal que vinha do medidor de pulsos. Sendo esta a parte mais complicada, foi necessário investir muito tempo e procurar diferentes métodos de tratamento dos dados recolhidos. Era essencial que o sinal lido pelo hardware fosse o menos distorcido possível de forma a facilitar o tratamento dessa mesma informação no microcontrolador.

**Breves conclusões:**

No geral, o projeto cumpriu os requisitos, sendo possível adquirir dados dos vários sensores, visualiza-los num ecrã, por porta serie num computador ou através de um dispositivo móvel utilizando Bluetooth.

**Introdução**

Todos os elementos tiveram como primeira opção a escolha do projeto da SmartBand, não só por estar incutido diretamente nas cadeiras que os alunos estão a frequentar, mas também pela motivação que o projeto por si só oferecia, sendo algo moderno e que cada vez mais ganha destaque no mercado dos wearables, tornando o projeto mais aliciante.

O primeiro objetivo deste projeto era o de desenvolver um sensor de pulsação, capaz de detetar os batimentos cardíacos de forma a calcular os batimentos por minuto do utilizador da smartband. Para que tal fosse possível, obrigou a que fosse realizado um estudo para determinar de que forma seria mais fácil de detetar os batimentos, com que sensores e entre que valores varia a frequência cardíaca dos humanos, de forma a desenvolver o circuito do sensor, implementar o sensor numa bracelete e calcular os batimentos utilizando um microcontrolador.

O segundo objetivo deste projeto centrou-se no desenvolvimento de um sistema de aquisição de passos da marcha, o que levou a procura de informação sobre qual sensor deveria ser utilizado, que algoritmo utilizar para contar os passos efetuados pelo utilizador, como evitar que fosse detetado um passo quando a pessoa efetua gestos estando parada, etc.

O terceiro objetivo consistia na visualização dos dados recolhidos pelos sensores em tempo real num computador e também o seu envio por meio sem fios para um terminal móvel, de forma a que fosse possível analisar a informação que estava a chegar em qualquer momento. No caso do terminal móvel foi desenvolvida uma aplicação, referida posteriormente neste relatório, que permite visualizar os dados de forma mais intuitiva e simples.

O quarto objetivo resume-se a adicionar funções adicionais aquelas especificadas no início deste projeto, neste caso consiste na visualização dos dados num ecrã oled de 0,91 polegadas, sendo, portanto, possível observar os dados dos sensores de três formas distintas.

**Estado da arte:**

Seria impossível contornar o facto de o nosso projeto ser parecido com a smartband mais utilizada do mercado “Xiaomi MiBand” de maneira que tentamos sempre encontrar soluções baseando-nos em protocolos já existentes, implementados e funcionais em dispositivos do mesmo tipo.

A principal fonte de informação foi pesquisada e encontrada em páginas web, sendo a internet o meio que contém mais informação disponível ao alcance de um “click”. No entanto, muitas vezes tivemos de aprofundar a pesquisa devido à quantidade de informação disponível, que por vezes não tinha a maior fidelidade.

Aproximando-se a reta final para entrega do projeto, era incontornável o facto da implementação em pcb ter sido um fracasso, porém todos os componentes conseguiam trabalhar em simultâneo e até houve opção de adicionar um pequeno LCD que fornecia informação sobre o modo em que estava (modo “0” -leitor de frequência cardíaca, modo”1” -contador de passos). Outra funcionalidade que o MPU-6050 contém é a leitura da temperatura ambiente, que foi devidamente testada e implementada com sucesso, porém não chegou a avançar para o protótipo final.

Em suma, todos os componentes foram estudados previamente e tentámos implementar cada um da maneira que achámos mais plausível e que poderia trazer mais vantagens ao nosso projeto como produto.

**Divisão do relatório:**

Este relatório encontra-se dividido em

**Fundamentos teóricos:**

**Foto pletismografia (pulsação)**

Uma das partes mais importantes deste projeto consiste na implementação de um sistema de leitura de batimentos cardíacos, que fosse robusto e o mais fiável possível. Para tal foi necessário realizar uma pesquiza mais aprofundada sobre o tema em questão visto nenhum dos elementos do grupo ter uma noção profunda sobre o assunto, sendo consultados vários websites de fontes fidedignas sobre leitores de batimentos cardíacos, sendo que foi descoberta a partida que os batimentos de uma pessoa se encontram normalmente entre os 50 e os 240 por minuto, sendo 50 o valor de repouso e 240 um valor de grande esforço físico. De antemão já era conhecido o sistema que iriamos utilizar, este fornecido pelo docente Prof. Alexandre Silva que consistia num led que emitia luz verde intensa e um LDR (***L****ight****D****ependent****R****esistor)* que seria o elemento que deteta as variações de luminosidade.

Dado estes componentes, foi necessário elaborar um sistema que conseguisse detetar a pulsação, (sensor do batimento cardíaco) baseando-se no princípio da foto pletismografia. Este princípio consiste na medição da mudança de volume de sangue através de qualquer órgão, que provoca do mesmo modo uma variação na intensidade luminosa da região vascularizada. Neste caso, como o que interessava era a medição da frequência da pulsação cardíaca, o tempo entre pulsos é fundamental e deve ser detetado de forma precisa para garantir um bom cálculo dos batimentos por minuto.

O fluxo de volume sanguíneo é dado pela taxa de pulsos cardíacos e, como a luz é absorvida pelo sangue, os pulsos de sinal são equivalentes aos pulsos de batimento cardíaco.

Aprofundando a pesquisa, foram encontrados dois tipos de foto pletismografia:

* Transmissão: A luz emitida a partir do dispositivo emissor de luz é transmitida através de qualquer região vascular do corpo como o lóbulo da orelha e recebida pelo detetor.
* Reflexão: A luz emitida pelo dispositivo emissor de luz é refletida pelas regiões.

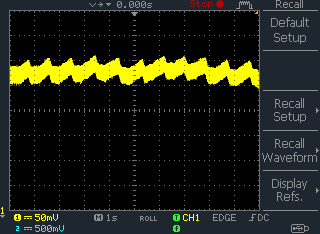
**Acelerómetros para os passos:**

Para contar os passos, foi necessário investigar sobre diferentes formas de o fazer, sendo que o método adotado foi o de identificar um padrão de marcha utilizando os eixos do acelerómetro. Era necessário entender de que forma os valores obtidos pelo sensor eram importantes na contagem dos passos, se apenas era dada importância a um dos eixos do acelerómetro, a dois dos eixos ou a combinação dos três (calculando o vetor de aceleração total).

**Trabalho realizado:**

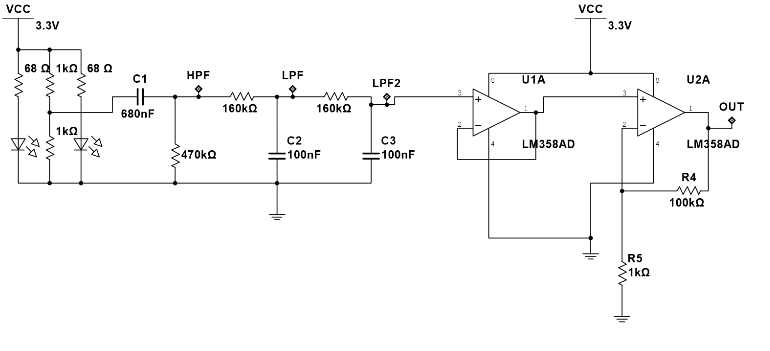
**Para o sensor de pulsação:**

Para ser possível analisar a pulsação foi necessário criar um circuito que fizesse com que os leds emitissem luz e no meio dos leds colocar o LDR (elemento sensor), colocar estes elementos em contacto com o pulso e consoante o fluxo sanguíneo (quanto maior o fluxo mais seria a luz absorvida, ou seja, menos luz emitida para o LDR) receberíamos um valor de tensão que variaria conforme o fluxo.

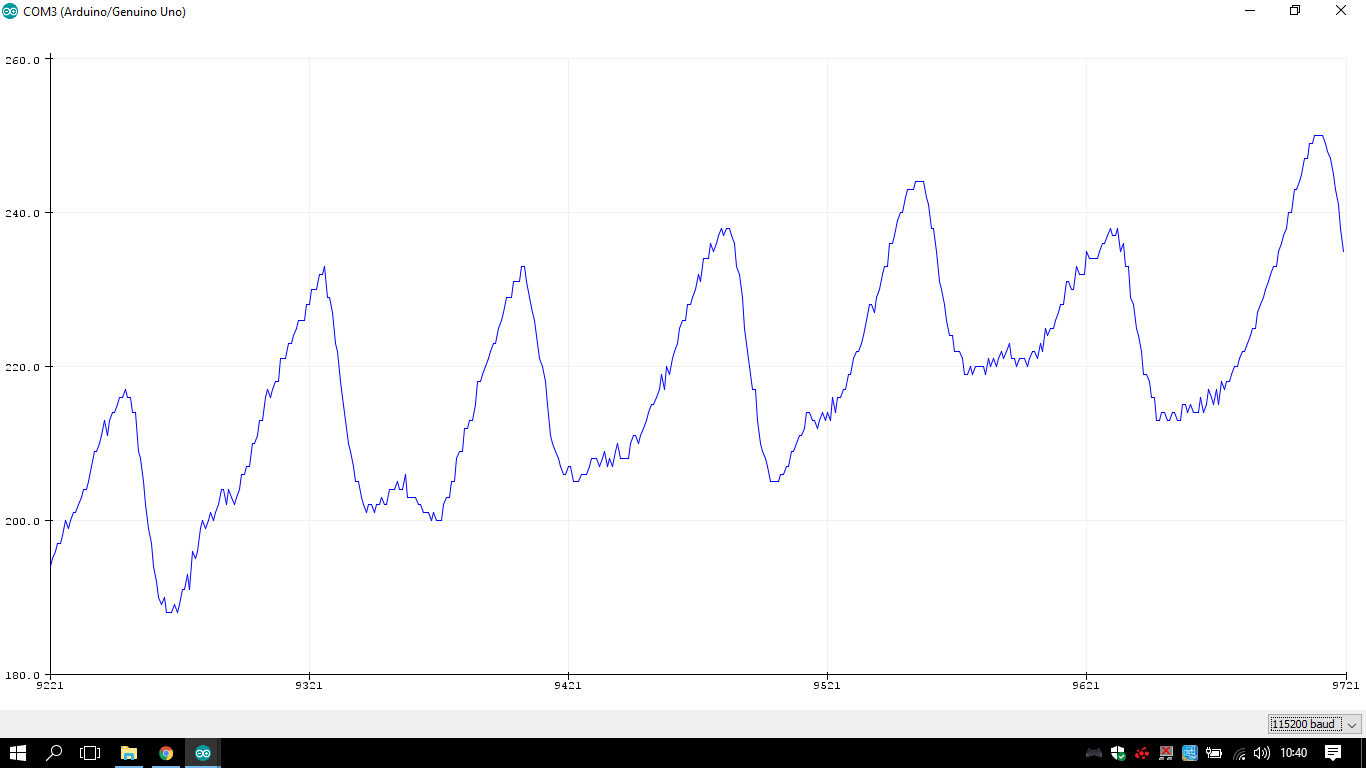


A variação da tensão à saída do LDR é inversamente proporcional ao fluxo de sangue, caso o fluxo de sangue seja maior, maior será a absorção da luz, logo menor será a luz refletida que o LDR captará de modo que terá menor valor de tensão. Por outro lado, caso o fluxo seja menor, menor será a absorção de luz, sendo maior a luz refletida para o LDR o que fará com que haja maior tensão à sua saída. Este sinal é, na verdade, um sinal que varia de acordo com os batimentos cardíacos, portanto a componente principal que era necessário isolar era a do batimento. De forma a filtrar o ruído existente nesse sinal, foi necessário implementar um filtro passivo passa banda, sendo que os limites para as frequências foram determinados através do estudo prévio do sinal cardíaco. Como os batimentos variam entre os 50 e os 240, isso corresponde a uma banda de frequências que se encontra entre os 0,83Hz e os 4Hz. Portanto foi implementado um filtro passa banda de 0,5Hz a 10Hz de forma a atenuar apenas as frequências que não se encontrassem na gama do sinal cardíaco.

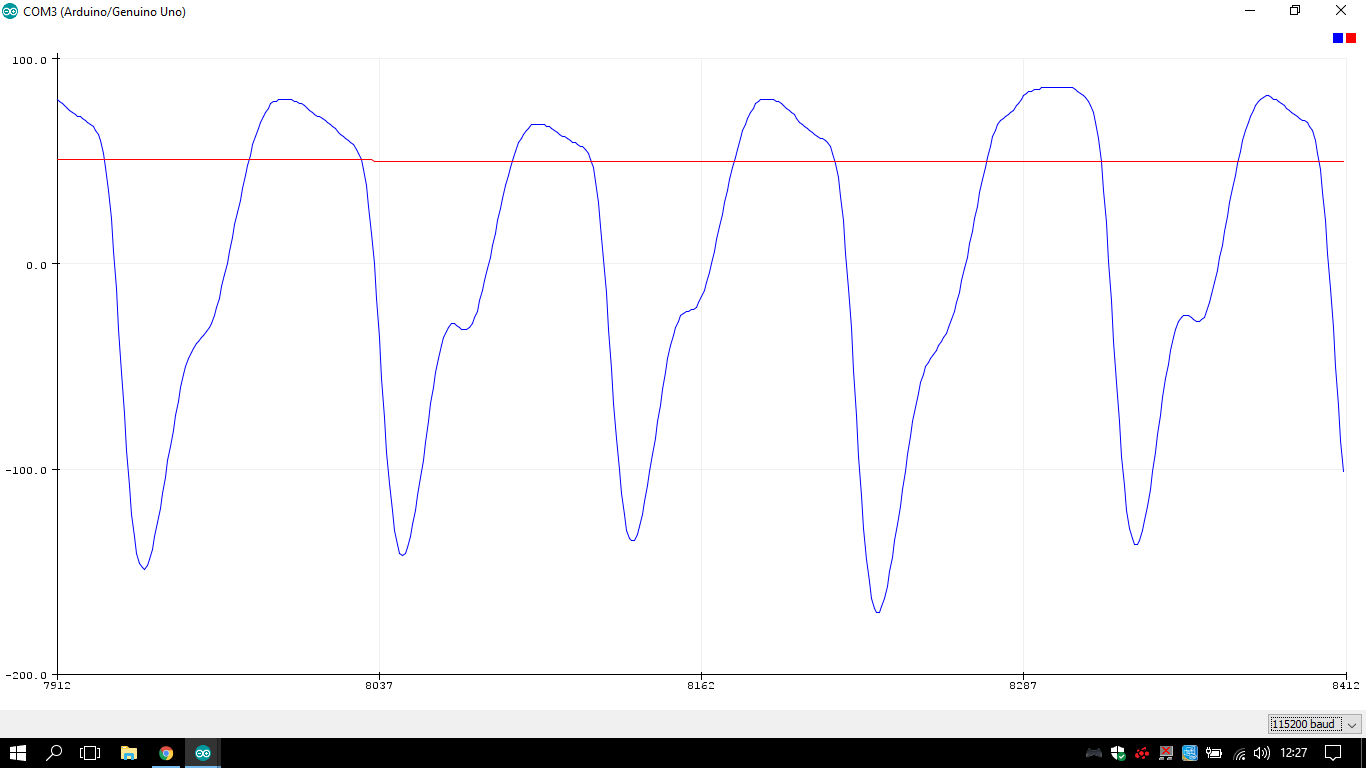
Em termos de circuito isto correspondeu a implementar um filtro passivo (utilizando apenas resistências e condensadores) cujos valores de frequência de corte são os seguintes:



Foram utilizados 2 filtros passa baixo seguidos de forma a atenuar sinais de alta frequência que estavam a perturbar a aquisição do sinal cardíaco, quando se iniciaram os testes ao primeiro filtro implementado.



Dado que o sinal que estava a ser adquirido pelo microcontrolador possuía uma componente DC que dificultava a tarefa da contagem dos batimentos, recorreu-se a um filtro digital, de forma a normalizar o sinal e centrar em torno de uma referência (valor 0).



Após a implementação deste circuito e do filtro digital e posteriores testes, foi possível criar um algoritmo de contagem dos batimentos. Todos os algoritmos definidos se basearam num principio: o sinal passava por zero a cada pulso. Portanto, inicialmente foi criado um algoritmo que a cada vez que o valor do sinal passava de negativo para positivo (transição positiva) contava uma pulsação. De forma a estimar os batimentos por minuto, num período de 6 segundos eram contados os batimentos que ocorreram e o seu valor era multiplicado por 10 de forma a estimar o valor de BPM (batimentos por minuto).

Este algoritmo, embora muito simples de implementar, revelou-se muito pouco preciso devido a apenas ter em conta o numero de batimento que ocorrem naquele espaço de tempo e não o tempo que cada pulso demora.

Portanto, implementou-se um novo algoritmo, que consistia em anotar o tempo que cada pulso, em 5 pulsos, realizar uma regra de três simples e estimar o valor de BPM. Este algoritmo, embora melhor que o primeiro, revelou-se muito sensível a falsas leituras ou erros na leitura. Portanto procedeu-se a elaboração de um sistema mais robusto.

O algoritmo que se revelou o melhor de todos consiste na anotação de 5 tempos em que o sinal passa pela referencia, determinar o período de 4 pulsos, dividir por 4 o valor obtido e calcular deste modo a frequência (frequência é o inverso do período). Como se realiza a media dos pulsos, os erros na leitura do sinal são desta forma atenuados e deste modo é obtido um cálculo mais aproximado do valor real.

**Para o sensor de passos:**

Inicialmente foi efetuada uma recolha de dados, colocando o modulo com acelerómetro no pulso e analisando os dados a procura de um padrão. Foi possível verificar que dada a posição do sensor no pulso, os eixos Y e Z de aceleração era aqueles em que era mais facilmente percetível o padrão da marcha [ver figura X], obtendo picos em ambos os eixos. Dado que por vezes com o movimento natural dos braços do utilizador um desses eixos não dava um pico acentuado, foi necessário combinar a informação dos sinais dos 2 eixos. Primeiro foi adotada a estratégia de uma soma aritmética dos valores dos 2 eixos, sendo posteriormente decidido que uma multiplicação aritmética dos valores a cada instante permitiria realçar o aumento dos valores quando a pessoa efetua a passada. A partir desta operação, foi possível estabelecer um algoritmo básico de deteção dos passos, sendo que este consiste na comparação com um valor base e sempre que os dados provenientes do sensor ultrapassam este limiar, aumenta o numero de passos.

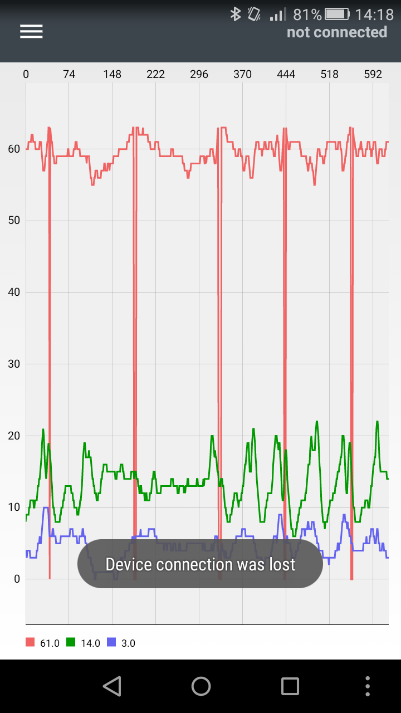


Figura 1 dados da aceleração, vistos no dispositivo móvel. EIXO X, Y E Z correspondem, respetivamente as cores vermelho, verde e azul

A aquisição de passos recorreu a utilização do sensor MPU-6050, que medirá a aceleração do braço.

Este sensor contém um acelerómetro e um giroscópio num único chip. Tendo 16-bits para cada canal de conversão ADC e o facto de captar os eixos X, Y, Z tornam este módulo ideal para a contagem dos passos. O sensor usa o protocolo I2C para realizar a comunicação com o Arduíno.

Figura 1-MPU-6050

Uma das principais preocupações neste projeto foi o baixo consumo de energia, pois este será alimentado recorrendo a uma bateria, sendo este módulo uma boa escolha devido a possuir uma função de “sleep” não requer um alto consumo sendo esta uma das características que levou a que fosse escolhido.

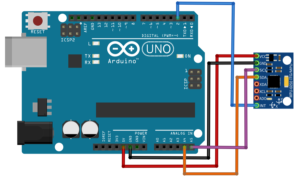
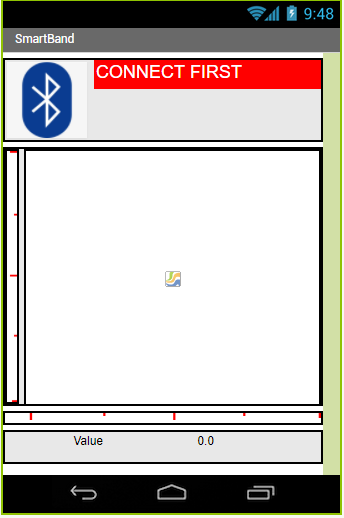
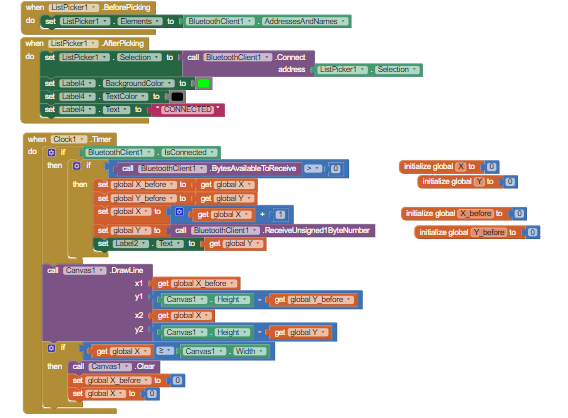


Figura 2-Esquema de ligações

Desenvolvimento de aplicação

Ao utilizar o módulo Bluetooth para a comunicação sem fios com o dispositivo Android pensou-se que seria melhor desenvolver uma aplicação, para tal recorreu-se ao “MIT app Inventor”, que é um ambiente de desenvolvimento de fácil compreensão, com exemplos que auxiliam a sua utilização. Dada a inexperiência dos membros do grupo a programar uma aplicação móvel, esta foi a opção mais sensata, pois este utiliza programação por blocos para executar os diversos comandos.

O objetivo da aplicação seria o de apresentar os gráficos dos três eixos que são enviados pelo acelerómetro, tendo também um pequeno botão para conectar ou desconectar. O layout da aplicação estará apresentado na figura seguinte assim como o diagrama de blocos utilizado.

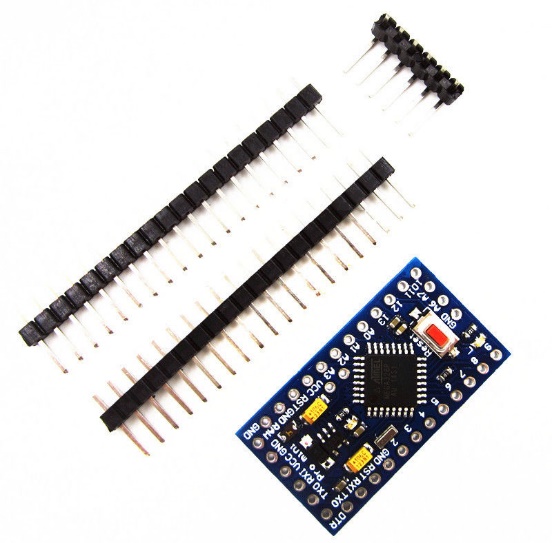


Escolha do microcontrolador:

Dada a variedade de microcontroladores existentes no mercado, foi possível escolher um que se enquadrasse nas necessidades deste projeto de forma a ajudar no funcionamento de todo o sistema. Devido ao seu tamanho reduzido, foram considerados os seguintes microcontroladores: Arduino Nano, Arduino Pro Mini,

Adafruit Trinket.

Dados estes 3 dispositivos, foi selecionado o Arduino Pro Mini, devido a possuir um custo muito reduzido, tamanho bastante reduzido devido a não possuir uma ligação direta por usb e características internas (como por exemplo a alimentação de 3.3V, velocidade de 8MHz, bastantes pinos disponíveis caso existam funcionalidades extra a serem implementadas mais tarde) favoráveis em relação às outras opções.



Envio dos dados por Bluetooth:

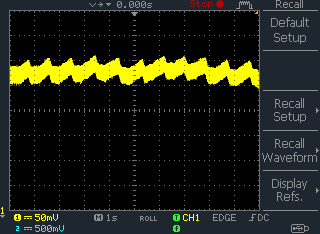


De forma a que fosse possível observar os dados obtidos pelos sensores num terminal móvel, foi necessário escolher um módulo Bluetooth, sendo que o escolhido foi o HC-05, devido ao seu preço, fácil programação e configuração e sendo este um módulo já utilizado por alguns membros do grupo antes deste projeto, foi a escolha mais fácil de implementar.

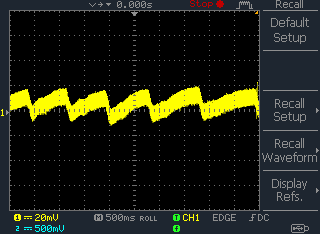
**Resultados obtidos:**

Do sensor de pulsação:

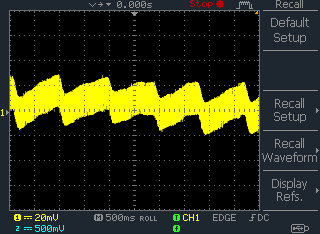
1ª imagem: Sinal obtido do LDR



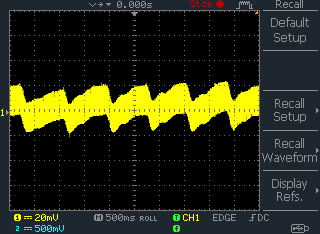
2ª IMAGEM: sinal do filtro passa baixo



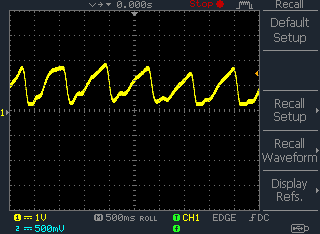
*Figura 3-Sinal após filtro passa-alto(HPF-Fig.1)*



*Figura 4-Sinal após filtro passa-alto e primeiro filtro passa-baixo(LPF-Fig.1)*



*Figura 5-Sinal após filtro passa -alto, filtro passa-baixo1 e filtro passa-baixo2(LPF2-Fig.1*



*Figura 6- Sinal após filtragem e amplificação(OUT-Fig.1)*

Conclusões e perspetivas futuras:

Incluir dificuldades, conclusões retiradas a partir daí, etc.

Com o projeto realizado ganhámos muita experiência a trabalhar como um grupo devidamente estruturado. Devido ao facto de o trabalho ter uma duração diferente de outros projetos realizados no passado, permitiu delinear uma estratégia mais específica e real comparando ao mercado de trabalho.

Apesar de vários contratempos ao longo do semestre sendo um dos mais perseverantes a implementação em PCB, podemos concluir que conseguimos levar a bom porto o projeto. Quer na parte da medição da frequência, quer na contagem dos passos ambos foram implementados com sucesso.

Em suma todo o trabalho que necessitou o projeto, toda a ajuda fornecida pelo Professor encarregue, todos os contratempos e todos os sucessos colocam nos em posição de afirmar que no geral o projeto foi muito enriquecedor para todos os elementos do grupo, e com a conclusão do mesmo ganhámos ainda mais experiência para num futuro próximo emergir no mercado de trabalho.

Bibliografia

**Anexos**

Sensor de pulsação:

O sensor de pulsação tem um funcionamento que é baseado no principio físico da fotopletismografia. Consiste num exame que mede a variação do volume sanguíneo através da analise da intensidade luminosa. A absorção/ reflexão de luz, de acordo com o ritmo cardíaco, resulta num sinal que é detetado pelo sensor e dessa forma é possível observar a forma de onda. Neste trabalho, o sensor é constituído pelo elemento luminoso (2 leds verdes de alto brilho) e pelo detetor sensitivo de luz (LDR de 10kΩ).

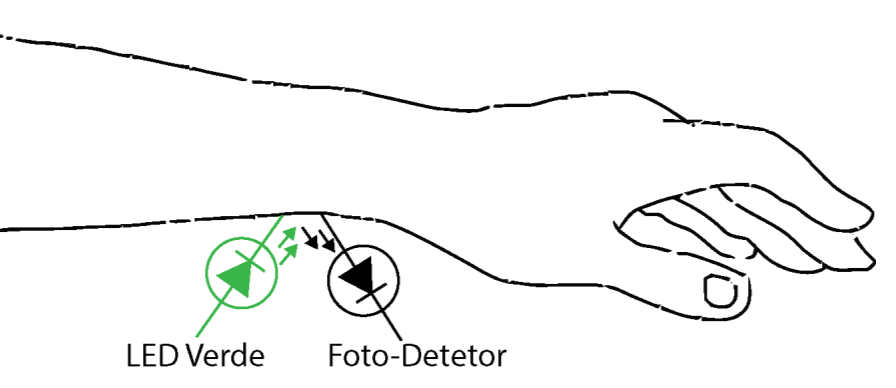


Figura 2 fotopletismografia, esquema

Implementação:

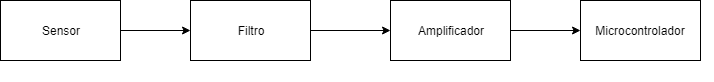


Figura 3 Diagrama de blocos do sensor de pulsação

Esta parte do projeto é constituída por 4 blocos:

O bloco do sensor, constituído por leds, pelo LDR e por resistências de modo a que os leds e o LDR funcionem de forma correta. A resistência dimensionada para o LDR teve em conta os valores que este assume montado no bracelete, que variam entre os 1kΩ e os 2kΩ confirmar estes valores na montagem final. De forma a que a variação de tensão fosse o maior possível, foi determinada que a resistência a ser usada ao lado do LDR seria de 1kΩ. Através da formula do divisor de tensão:

confirmar estes valores na montagem final, justificar aqui com cálculos.

Com luz: R1=1k

Sem luz: R1=2k

Para os leds de alto brilho (I=20mA, V=2V):

(foram utilizadas resistências de 68Ω)

O bloco do filtro foi utilizado para eliminar ruídos e garantir que o sinal selecionado era o da pulsação. Para tal, foi necessário estudar entre que limites é que a pulsação de uma pessoa pode variar. O ritmo cardíaco normal encontra-se perto dos 50-60 BPM em repouso, sendo que quando se realiza esforço este ritmo pode atingir valores de 240 BPM. Portanto, utilizando como limites os valores de 50 BPM e de 300 BPM, temos que a frequência cardíaca se encontra entre os seguintes valores:

Dados estes valores, foi dimensionado o filtro para o sensor. Foi utilizado um filtro passivo passa-banda, com e 10 Hz. Foram utilizados 2 filtros passa baixo de forma a atenuar as ondas de alta frequência e de 50Hz que não estavam a ser atenuadas substancialmente nos primeiros testes realizados ao circuito com o filtro.

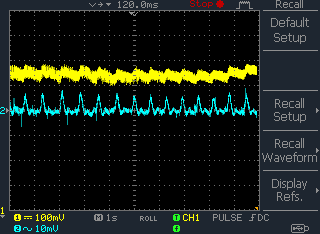


Figura 4 sinal amarelo: Saída do sensor, entrada do filtro. Sinal azul: sinal a saída do filtro.

O bloco amplificador é constituído por um seguidor de tensão seguido de um amplificador não inversor com um ganho de 100, que foi assim definido depois de vários testes ao circuito, sendo que com este ganho o sinal de entrada não saturava o amplificador. Como apenas foram necessários dois amp-ops, alimentados entre VCC e GND foi utilizado o CI LM358 (DUAL OP AMP SINGLE SUPPLY).

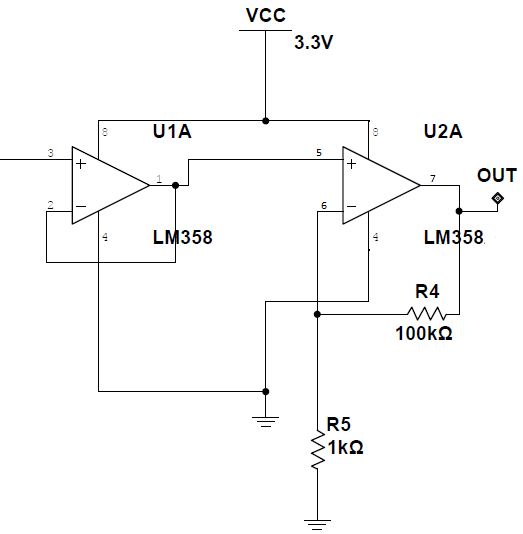


Figura 5 bloco amplificador

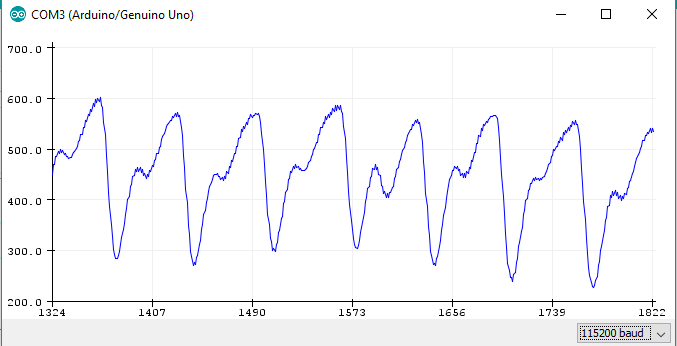
O sinal de saída é depois recebido no microcontrolador (Arduino mini para o, 3.3V, 8MHz), sendo amostrado a taxa de 100Hz (a cada 10 ms) indicar aqui os fundamentos teóricos para a escolha desta frequência. 

Figura 6 imagem do sinal recolhido na porta serie do Arduino

Falar das dificuldades encontradas, dado que o filtro estava dimensionado para 0,23Hz e não atenuava uma frequência de 0,09Hz, o que levou a redimensionar o filtro de forma a melhorar a forma de onda porque senão saturava o amp-op e não era possível um ganho alto.