

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

LEANDRO TEDESCO ROSSETTO

PROJETO DE DIPLOMAÇÃO

LEITOR BIOMÉTRICO WIRELESS

Porto Alegre

2009

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

LEITOR BIOMÉTRICO WIRELESS

Projeto de Diplomação apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para Graduação em Engenharia Elétrica.

ORIENTADOR: Eric Ericson Fabris

Porto Alegre

2009

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

LEANDRO TEDESCO ROSSETTO

LEITOR BIOMÉTRICO WIRELESS

Este projeto foi julgado adequado para fazer jus aos créditos da Disciplina de “Projeto de Diplomação”, do Departamento de Engenharia Elétrica e aprovado em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

Orientador: _____

Prof. Dr. Eric Ericson Fabris, UFRGS

Doutor pela UFRGS – Porto Alegre, Brasil

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Hamilton Duarte Klimach, UFRGS

Doutor pela UFRGS – Porto Alegre, Brasil

Msc. Jeferson Jan Dalmonte, Digital S/A

Mestre pela PUCRS – Porto Alegre, Brasil

Porto Alegre, dezembro de 2009.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, pelo carinho e motivação proporcionados por eles durante todos os anos da minha vida.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, quero agradecer a Trensurb e, mais recentemente, a Digitel, pelas oportunidades de estágio em setores de grande conhecimento, possibilitando uma vivência diária com as últimas tecnologias empregadas na área de eletrônica e de rádio comunicação. A experiência na área de pesquisa e desenvolvimento na Digitel é de grande valia para a formação profissional e também pessoal, tanto por causa da estrutura que a empresa oferece, quanto, principalmente, pelos profissionais altamente capacitados que formam a empresa.

Agradeço também à UFRGS pelos conhecimentos adquiridos e empregados no período acadêmico, além do apoio do professor orientador, nos momentos dos quais foram necessários.

Por último, mas não menos importante, quero agradecer a minha família (pai, mãe e irmão), minha namorada e amigos da faculdade e de longos tempos que sempre me incentivaram e compreenderam os momentos difíceis nas etapas de formação, ainda mais nessas circunstâncias de conclusão de curso.

RESUMO

Este documento apresenta um estudo e um desenvolvimento, utilizando-se de métodos adequados, para a aquisição de sinais vitais e físicos de caráter relevante para análises de condicionamento físico individual ou em grupo. Utilizam-se, então, de métodos considerados não invasivos, a fim de que se tenha a menor interferência possível do dispositivo sobre a atuação de uma atividade física, além de permitir uma leitura em tempo real dos dados coletados. Aproveita-se também para integrar um kit de desenvolvimento wireless aos sensores projetados, viabilizando que não haja limitações nos movimentos da pessoa em análise. Este relatório descreve os fundamentos teóricos das técnicas utilizadas, bem como a proposta pela qual o projeto se destina. Dentro das técnicas existentes, a escolha de uma arquitetura para implementar medidores de oximetria, batimentos cardíacos e gasto calórico são apresentadas. Este trabalho destaca também a pesquisa de componentes necessários para a construção dos elementos sensores, levando-se em consideração as possibilidades que são oferecidas pelo mercado. Por fim, são relatados os resultados obtidos com o objetivo de apresentar a viabilidade dos métodos empregados, bem como as possíveis melhorias que podem ser empregadas. Assim, comprovando a eficiência das técnicas utilizadas, tem-se uma solução de grande interesse como equipamento para melhorar a precisão de análises de condicionamento realizada por educadores físicos ou por pessoas comuns.

Palavras-chaves: Engenharia Elétrica. Instrumentação. Telecomunicações. Biometria. Oximetria. Batimentos cardíacos. Gasto calórico.

ABSTRACT

This paper presents a study and development, using appropriate methods for the acquisition of vital signs and physical character analysis with fitness individual or group. Are used, then, considered non-invasive methods, so that has as little interference as possible to the device on the performance of physical activity, and allows a real time reading of the data collected. Makes also to integrate a development kit for wireless sensors designed, allowing that there are no limitations on the movements of the data analysis. This report describes the theoretical foundations of the techniques used and the proposal by which the project is intended. Within the existing techniques, the choice of architecture to implement pulse meters, heart rate and caloric expenditure are presented. This work also highlights the research of components necessary for the construction of the sensing elements, taking into account the possibilities offered by the market. Finally, are reported the results obtained with the aim of presenting the feasibility of the methods used and the possible improvements that can be employed. Thus, proving the efficiency of the techniques used, has a solution of great interest as equipment to improve the accuracy of fitness tests performed by physical educators and ordinary people.

Keywords: Electrical Engineering. Instrumentation. Telecommunications. Biometrics. Oximetry. Heartbeat. Caloric expenditure.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	13
1.1 OBJETIVOS.....	13
1.2 MOTIVAÇÃO.....	14
2. A OXIMETRIA	17
2.1 TEORIA.....	17
2.2 SOLUÇÕES EXISTENTES.....	20
2.2.1 OXÍMETRO INVASIVO.....	22
2.2.2 OXÍMETRO NÃO-INVASIVO.....	23
3. BATIMENTOS CARDÍACOS	28
3.1 ASPECTOS TEÓRICOS.....	28
4. GASTO CALÓRICO	29
4.1 ASPECTOS TEÓRICOS.....	29
4.2 SOLUÇÕES EXISTENTES.....	33
4.2.1 Energia Cinética.....	33
4.2.2 Tabela MET.....	34
5. ARQUITETURA PROPOSTA	39
5.1 HARDWARE	39
5.2 SOFTWARE	42
6. DETALHAMENTO DE HARDWARE	45
6.1 OXÍMETRO.....	45
6.1.1 MODELO ADOTADO.....	45
6.1.2 MÓDULO TRANSMISSOR	45
6.1.2.1 LED	46
6.1.2.2 DRIVER LEDS.....	48
6.1.2.3 ACIONAMENTO LEDS	52
6.1.3 MÓDULO RECEPTOR.....	57
6.1.3.1 FOTOSENSOR.....	57
6.1.3.2 CONDICIONAMENTO DE SINAL E AGC.....	59
6.1.4 CALIBRAÇÃO	62
6.2 GASTO CALÓRICO	63
6.2.1 MODELO ADOTADO.....	63
6.2.2 CALIBRAÇÃO	66
7. RESULTADOS	67
7.1 MEDIDOR DE OXIMETRIA E DE BATIMENTOS CARDÍACOS.....	68
7.2 MEDIDOR DE GASTO CALÓRICO	73
7.3 FIRMWARE	74
8. CONCLUSÃO	77
REFERÊNCIAS	80
ANEXO A	83
ANEXO B	91

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Alvéolos Pulmonares	17
Figura 2 – Sistema de trocas gasosas e órgãos envolvidos no processo [17]. Regiões em vermelho compreendem o sangue arterial e regiões em azul o sangue venoso.....	18
Figura 3 – Distribuição dos vasos sanguíneos em um dedo da mão [6] e no lóbulo auricular [7]	21
Figura 4 – Níveis de absorção do espectro luminoso para HbO_2 e Hb [9].....	22
Figura 5 – Absorção luminosa sobre tecidos e sangue.....	24
Figura 6 – Curva de calibração de oxímetro [8].....	27
Figura 7 - Gráfico BPMxIDAxOBJETIVO	28
Figura 8 - Câmara para medição direta de calorimetria [16].....	30
Figura 9 - Aquisição de dados de gasto calórico pela respiração [16]	32
Figura 10 - Distribuição de sensores de velocidade de movimento [10].....	33
Figura 11 - Gráfico gerado a partir da tabela MET para caminhada (verde) e corrida (vermelho) [16].....	36
Figura 12 - Arquitetura do projeto.....	39
Figura 13 - Foto detalhada da ferramenta EZ430-RF2500.....	40
Figura 14 - Arquitetura dos sensores empregados.....	41
Figura 15 - Fluxograma do software do Elemento de Controle	43
Figura 16 - Fluxograma do software do Elemento Sensor	43
Figura 17 – Estrutura do protocolo SimpliCI	44
Figura 18 - Espectrometria QEE113	47
Figura 19 - Espectrometria do L-934SRC-G.....	48
Figura 20 – Curva IxV LED vermelho	49
Figura 21 – Circuito driver de LEDs	49
Figura 22 - Gráfico da corrente direta do diodo por tensão de controle do AGC para infravermelho (a) e vermelho (b)	52
Figura 23 - Diagrama de tempo do circuito acionador.....	54
Figura 24 - Circuito de acionamento dos LEDs	54
Figura 25 - Fotorreceptor para comprimentos de onda de 660nm e 940nm	57
Figura 26 - Sensibilidade espectral relativa do BPW34B [26].....	58
Figura 27 - Circuito de condicionamento de sinal e controle de nível.....	61
Figura 28 - Exemplo de sinal amostrado com erros gerados por integração [32].....	64
Figura 29 - Circuito de aquisição de níveis de aceleração	66
Figura 30 - Leitor Biométrico Wireless.....	67
Figura 31 – Equipamentos utilizados e protótipo do oxímetro	68
Figura 32 – Pulsos PWM gerados para o diodo vermelho	69
Figura 33 – Sinal de saída do conversor corrente-tensão com excitação do LED infravermelho.....	70
Figura 34 – Sinal condicionado referente ao LED infravermelho.....	71
Figura 35 – Sinal referente ao LED vermelho.....	71
Figura 36 - Gráfico BPMxTempo e SaO_2 xTempo	72
Figura 37 - Teste para gasto calórico em uma caminhada	74
Figura 38 - Teste para gasto calórico em uma corrida	74
Figura 39 - Visualização das leituras obtidas pelo HyperTerminal do Windows	76

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Gasto calórico por minuto para determinadas massas e velocidades.....	31
Tabela 2 - Tabela MET simplificada.....	36

LISTA DE ABREVIATURAS

RF: *Radio Frequency* (Rádio Frequência)

AC: *Alternating Current* (Corrente Alternada)

DC: *Direct Current* (Corrente Contínua)

MEMS: *Micro-Electro-Mechanical Systems* (Sistema Micro-Eletrônico-Mecânico)

OOK: *On-Off Keying* (Chaveamento por Liga-Desliga)

FSK: *Frequency-Shift Keying* (Chaveamento por Deslocamento de Frequência)

MSK: *Minimum-Shift Keying* (Chaveamento por Deslocamento Mínimo)

ISM: *Industrial, Scientific and Medical* (Industrial, Científico e Médico)

SPI: *Serial Peripheral Interface* (Interface Periférica Serial)

CRC: *Cyclic Redundancy Check* (Checagem por Redundância Cíclica)

RSSI: *Received Signal Strength* (Força de Sinal Recebido)

AD: *Analog-to-Digital* (Analógico para Digital)

MAC: *Media Access Control* (Mídia de Controle de Acesso)

IEEE: *Institute of Electrical and Electronics Engineers*

USB: *Universal Serial Bus* (Barramento Serial Universal)

PWM: *Pulse Width Modulation* (Modulação por Comprimento de Pulso)

LED: *Light Emitting Diode* (Diodo Emissor de Luz)

AGC: *Automatic Gain Control* (Controle Automático de Ganho)

CMOS: *Complementary Metal-Oxide-Semiconductor*

W: Watt, unidade de potência

A: Ampère, unidade de corrente

V: Volt, unidade de tensão

HZ: Hertz, unidade de frequência

nm: Nano metro, unidade de medida de comprimento de onda

IO: Input-Output (Entrada-Saída)

1. INTRODUÇÃO

1.1 OBJETIVOS

O trabalho consiste em pesquisar e desenvolver um método de medição para níveis de oximetria, batimentos e gasto calórico em tempo real, utilizando-se para isso práticas não-invasivas, como sensores por absorção por tecidos de determinadas faixas do espectro luminoso e acelerômetros de três eixos. A aquisição desses dados será feita com o emprego de transceptores na faixa livre de 2.4GHz.

A maioria dos métodos encontrados atualmente baseia-se numa estrutura composta por cabos, o que impede determinadas atividades físicas de serem monitoradas durante seu evento. O uso de módulos de transmissão e recepção utilizando rádio frequência permite que profissionais da área médica e física analisem qualquer tipo de atividade elaborada monitorando em tempo real o desempenho e o esforço físico de uma determinada pessoa ou de um grupo de pessoas, sem interferir na prática do exercício.

O trabalho irá consistir no estudo de métodos de captação de níveis de oximetria, números de batimentos cardíacos por minuto e gasto calórico, desenvolvimento de um módulo protótipo para tomada dos níveis desejados e adaptação ao módulo transceptor do fabricante Texas Instruments, utilizando-se um protocolo padrão sem necessidade de custos de homologação, de modo a integrar os dois elementos em questão. Os resultados tomados no final do trabalho servem de comprovação da viabilidade das técnicas utilizadas e da melhoria de processos com o emprego de RF para transmissão e recepção de dados.

Os capítulos que compõem o relatório foram estruturados em oito partes, compondo, nas partes iniciais, a teoria e as soluções a respeito dos sensores empregados, logo após, uma visão geral da arquitetura utilizada e com detalhamento do hardware e firmware empregados

nos capítulos posteriores. Ao final, são apresentados os resultados e conclusões obtidos com o projeto. O trabalho foi redigido baseando-se no dicionário de língua portuguesa como referência [37].

1.2 MOTIVAÇÃO

As atividades físicas têm um caráter fundamental para a manutenção e condicionamento da saúde de um indivíduo. Cada vez mais encontramos pessoas comuns realizando exercícios físicos dos mais variados tipos, em locais como praças, quadras de esportes, academias, ou, até mesmo, em seus próprios locais de trabalho com a crescente implantação de práticas de laborais em empresas.

O tipo e a forma com que a atividade é realizada variam muito conforme o gosto de cada um, uma necessidade criada intuitivamente para melhorar o condicionamento físico, ou conforme uma prescrição médica ou de qualquer outro profissional habilitado da área da saúde. Essas atividades, sejam elas tomadas de forma autônoma ou com prescrição, são concebidas normalmente sem o auxílio de equipamentos que controlem, ou que, simplesmente, monitorem dados vitais de relevância. Ou seja, a pessoa realiza seu exercício físico sem ter um conhecimento do seu atual estado de saúde, ou da eficácia de sua atividade em questão para seus padrões corporais. Isso se deve muito ao fato de que a maioria dos aparelhos encontrados no mercado atual não armazena um histórico de dados adquiridos durante uma atividade física e, também, pelo fato de alguns equipamentos apresentarem suas conexões com a utilização de cabos, impossibilitando a realização de determinadas atividades

que necessitem de uma maior liberdade na movimentação das articulações, ou de uma maior área de simulação ou atuação de um determinado exercício físico.

Dispositivos que não se baseiam na coleta de dados não podem acompanhar em tempo real os dados adquiridos pela pessoa em diagnóstico, o que priva a realização de análises numa relação tempo por esforço físico.

A aplicação de um dispositivo que realizasse leituras em tempo real e transmitisse de forma *wireless* evitaria complicações com a dinâmica dos exercícios, aumentando a gama de práticas físicas disponibilizadas para monitoração, pois gera uma maior flexibilidade do emprego do dispositivo e melhora a eficácia dos diagnósticos concluídos a partir dos dados coletados. Possibilitaria, também, que o usuário simplesmente esquecesse que está sendo monitorado, praticando o exercício da forma mais natural possível, além de permitir que mais pessoas sejam analisadas ao mesmo tempo sem que haja complicações devidas à quantidade de cabos necessários para tal situação. Contudo, apenas os dados referentes aos sinais vitais e que são considerados importantes para um diagnóstico mais contundente em pleno desenvolvimento da atividade física são pertinentes para o dispositivo proposto.

Algumas informações, por exemplo, são caracterizadas por serem adquiridas através de métodos conhecidos como invasivos, ou seja, com a necessidade de coleta de amostras como sangue ou urina para posterior análise de resultados, ou através da incisão de cateteres pelo corpo. Outros necessitam que a pessoa esteja em estado de repouso, sem o desenvolvimento de uma atividade.

Dos processos existentes que teriam relevância na aplicação de um exercício físico podemos citar os medidores de pressão sanguínea, análise de fluxo sanguíneo, oximetria, eletrocardiograma (ECG), batimentos cardíacos, medidores de glicose, medidores de gasto calórico, taxa de absorção de oxigênio, dentre outros. Porém, como já foi citado, nem todas essas informações podem ser adquiridas durante a realização de esforços físicos. Métodos

como a análise de fluxo sanguíneo e medições de glicose, que são caracterizados por serem invasivos, pelo fato de requererem coleta de sangue, e métodos de medição de pressão arterial, que necessitam de repouso, são, portanto, processos que não se adéquam ao propósito de estimar a condição de saúde em tempo real de um indivíduo em pleno desenvolvimento de um exercício físico.

A oximetria, a frequência cardíaca e a taxa de gasto calórico são as informações que podem ser tomadas por serem caracterizadas como não-invasivas e não necessitarem das condições especiais de medição relatadas acima e são suficientes para uma determinação prévia de um estado atual de saúde e esforço físico.

O desenvolvimento de um instrumento transceptor de medição de dados biológicos segundo as arquiteturas propostas acima seria de grande empregabilidade, se enquadrando nas necessidades de profissionais da área médica e de educação física. O baixo consumo e custo do dispositivo também é um fator que deve ser considerado para o projeto.

2. A OXIMETRIA

2.1 TEORIA

O oxigênio é um componente vital para o bom funcionamento de todos os órgãos. A sua distribuição pelas áreas do corpo humano é feita através da circulação sanguínea, na qual é ditada pelas pulsações cardíacas, onde podem ser divididas em dois níveis: a sístole e a diástole. Esses dois processos, embora possuam nomes diferentes, dependem um do outro para ocorrer.

O ar que inspiramos, que é rico em oxigênio, é armazenado nos pulmões onde, em nível de alvéolos pulmonares, são processadas as trocas gasosas, ou mais conhecidas como hematoses pulmonares. A oxigenação do sangue presente no organismo, através da fixação nas moléculas de ferro, gera o composto hemoglobina mais oxigênio, a oxi-hemoglobina (HbO_2). O ferro, por ser extremamente reativo com o oxigênio, produz uma reação, a oxidação, na qual as moléculas de oxigênio se somam com facilidade às moléculas de ferro presente no composto de proteína que compõem o sangue, a hemoglobina. A Figura 1 representa um detalhamento em corte dos brônquios e bronquíolos, no qual ficam localizados os alvéolos pulmonares.

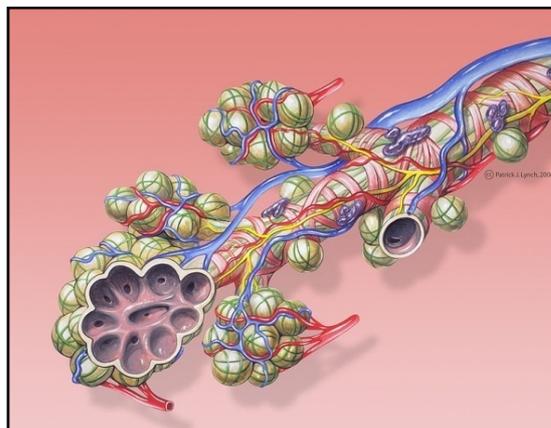


Figura 1 – Alvéolos Pulmonares

Esse composto, por possuir concentrações de oxigênio, é transportado pelo sistema arterial até o coração, no átrio esquerdo, no qual uma das funções é distribuir o sangue com concentrações de oxigênio através de processos de sístole. Através desse mecanismo de contração muscular do coração, o oxigênio é encaminhado por diferença de pressão para todos os órgãos do corpo humano, utilizando a hemoglobina como transportador, variando consideravelmente o diâmetro dos vasos capilares a cada pulso cardíaco.

Nessas estruturas são processadas trocas gasosas por meio do metabolismo celular e o resultado dessas reações gera gás carbônico, que também é reativo com o ferro presente na hemoglobina por possuir moléculas de oxigênio. O gás carbônico resultante é retransmitido para o coração, no átrio direito, junto com a hemoglobina (deoxi-hemoglobina), através do sistema venoso, completando o ciclo cardíaco com a diástole. Esse sangue venoso é direcionado diretamente para o pulmão para que possa expelir o gás carbônico presente no sistema sanguíneo e reabsorver o oxigênio, continuando o ciclo respiratório necessário para a manutenção das células do corpo humano. Na Figura 2, segue uma descrição esquematizada dos processos de trocas gasosas juntamente com o fluxo sanguíneo por artérias e veias.

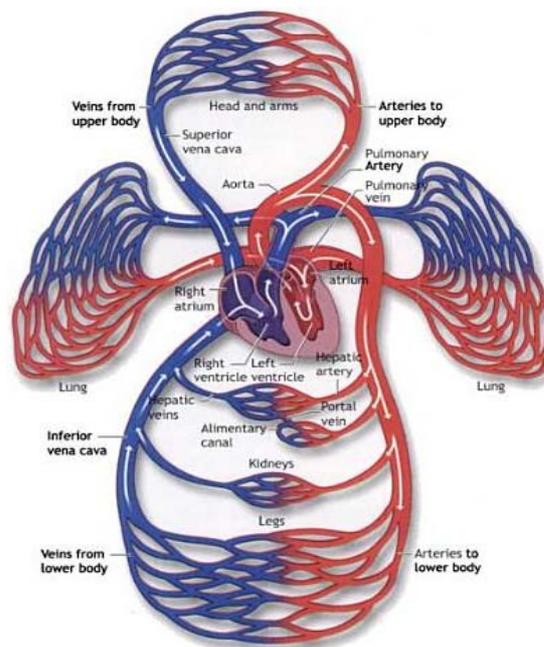


Figura 2 – Sistema de trocas gasosas e órgãos envolvidos no processo [17]. Regiões em vermelho compreendem o sangue arterial e regiões em azul o sangue venoso.

No processo de trocas gasosas podemos afirmar que a hemoglobina presente no sangue assume dois elementos gasosos durante o ciclo respiratório. Tanto o oxigênio, quanto o gás carbônico são transportados na corrente sanguínea e os graus de absorção do gás oxigênio nos lóbulos pulmonares e nas demais células dependem de vários fatores. Dentre eles estão a condição e a integridade física da pessoa, ou da atividade física na qual ela está sendo submetida, além da proporção do mineral ferro presente na hemoglobina, o qual é relacionado intimamente ao tipo de alimentação do indivíduo. Por definição, é especificado que a quantidade de oxigênio absorvido é uma porcentagem do máximo que o corpo humano pode absorver. Através desse princípio é definida a saturação de oxigênio no sangue arterial, SaO_2 , como sendo [9]:

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \quad (1)$$

Onde o termo HbO_2 corresponde a oxi-hemoglobina e Hb consiste basicamente na hemoglobina livre de oxigênio, ou hemoglobina total. Os valores fornecidos por essa equação são em porcentagem.

Quando o grau de absorção de oxigênio apresenta-se abaixo do nível tolerável (valores menores que 80%) diz-se que a pessoa apresenta-se com quadro de hipoxia, no qual pode ser dividido em quatro principais variações: hipoxia inativa, hipoxia hipêmica, hipoxia histotóxica e hipoxia hipóxico. Os sintomas mais comuns gerados por esses casos de doença são perdas de julgamento e coordenação motora, podendo, inclusive, levar a morte.

Atletas ou pessoas saudáveis que praticam esportes regularmente podem apresentar graus de oxigenação do sangue com índices de até 99%, e esse índice irá determinar o quanto fisicamente a pessoa apresenta-se preparada fisicamente e o seu grau de rendimento durante o desenvolvimento de uma atividade física.

2.2 SOLUÇÕES EXISTENTES

A oximetria é um processo de medição que começou a ser estudada nos anos de 1930 pelo pesquisador espectrofotômetro German, que realizou as primeiras pesquisas com transmissão de luz através da pele humana, baseando-se no sinal obtido pela pulsação sanguínea, origem do nome oxímetro de pulso.

No decorrer dos anos, as pesquisas foram avançando e, no final da década de 1970, significativos avanços foram feitos com oxímetros pela empresa Biox Corporation, que vendia seus dispositivos principalmente para terapeutas respiratórios e anestesistas [2]. Os métodos utilizados até hoje e encontrados, principalmente, na maioria das salas de operações e UTIs (Unidades de Tratamento Intensivo) de hospitais, consistem numa técnica não-invasiva onde são realizadas duas medidas utilizando sistemas ópticos, como diodos emissores de luz, de geração e aquisição analógica de dados, em regiões do corpo humano que deliberem menor perda óptica por absorção, ou baixo índice de perfusão, como dedos da mão e lóbulos da orelha.

O índice de perfusão (PI) determina a quantidade de vasos capilares subjacentes ao local incidido por um dado comprimento de onda, ou seja, diretamente proporcional ao nível de sinal pulsátil medido no receptor [7]. Valores altos de PI indicam regiões com grande quantidade de vasos capilares, bem irrigadas, enquanto valores baixos de PI, baixa densidade de vasos capilares. Níveis nominais de PI para sensores por transmissão através de dedos estão na faixa de 1% a 7%. Na Figura 3 é ilustrada a distribuição de vasos sanguíneos por essas duas estruturas. Nelas podemos perceber que a distribuição dos vasos sanguíneos é mais rica e homogênea nas extremidades dos dedos do que na região posterior da orelha externa, justificando a grande quantidade de oxímetros com medições pelo dedo.

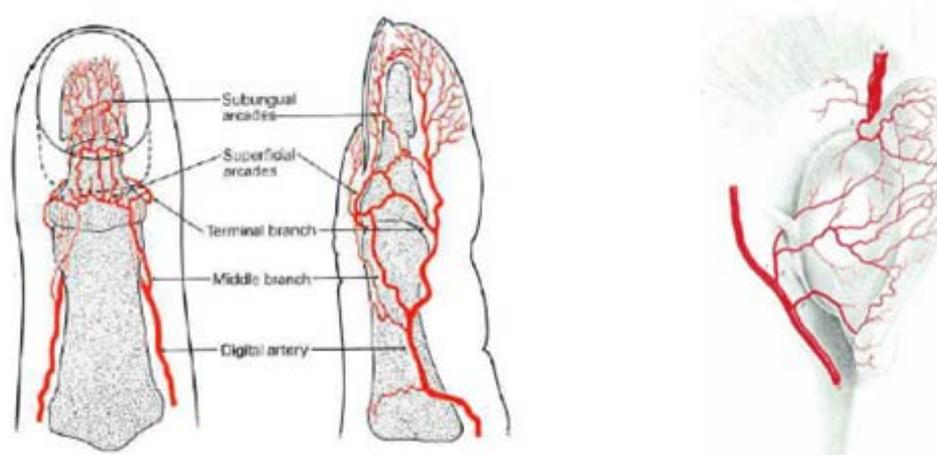


Figura 3 – Distribuição dos vasos sanguíneos em um dedo da mão [6] e no lóbulo auricular [7]

Para medições de níveis de oxigênio por meios não-invasivos existem dois tipos de classificação utilizando métodos ópticos de oximetria: transmissão ou espalhamento frontal e reflexão ou espalhamento de retorno. Pelo método de transmissão, uma determinada área é iluminada com uma fonte de luz e o sinal luminoso recebido no outro lado da superfície é analisado. No modo de reflexão, a luz incidente, refletida pela região em questão, é analisada.

Ambos os métodos desempenham um papel importante na medição de níveis de oxigênio, contudo a característica fundamental desses medidores é o uso de comprimentos de onda específicos que irão proporcionar sinais analógicos na recepção dos mesmos. O sangue oxigenado e o desoxigenado apresentam colorações diferentes, porém às vezes muito próximas. Essa diferença de coloração pode ser diferenciada e evidenciada emitindo-se feixes de luz de comprimento de onda adequados e medindo-se o grau de absorção de cada espectro luminoso em regiões irrigadas por sangue.

Valores comuns de emissões luminosas, usados tradicionalmente nos oxímetros por apresentarem atenuação de luz relativamente baixa pelos tecidos do corpo, possuem comprimentos de onda de 660nm (vermelho) para alta absorção de sangue desoxigenado, ou da hemoglobina livre de oxigênio, e 940nm (infravermelho) para alta absorção de sangue oxigenado, e para 805nm temos o comprimento de onda chamado de isobéptico, no qual a

taxa de absorção para oxi-hemoglobina e deoxi-hemoglobina se igualam. Na Figura 4 podemos perceber os diferentes níveis de absorção de espectrofotometria, variando de 250nm a 1000nm para os elementos HbO_2 e Hb .

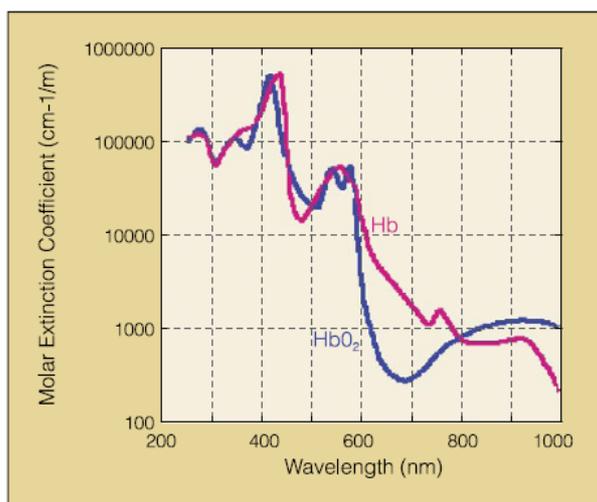


Figura 4 – Níveis de absorção do espectro luminoso para HbO_2 e Hb [9]

Essa diferença de graus de absorção permite definir a taxa com que os órgãos do corpo humano absorvem o oxigênio transportado até todos os tecidos do corpo humano. Contudo, como a absorção não se mantém igual para as emissões de vermelho e infravermelho, necessita-se de devidas correções.

2.2.1 OXÍMETRO INVASIVO

Além dos dois métodos ópticos existentes, existem dois sistemas bem distintos de oxímetros: oxímetro intravascular e oxímetro de pulso. O oxímetro intravascular é uma técnica de característica invasiva que utiliza fibra óptica para transportar os sinais luminosos

para dentro de veias com a utilização de dispositivos como cateteres. O sinal recebido desse processo é a luz refletida pelas células vermelhas do sangue, com ou sem oxigênio. Esse método apresenta algumas desvantagens como a freqüente danificação da fibra ótica, que resulta em erros de medição, além disso, o emprego desse método necessita que os circuitos de transmissão e recepção sejam híbridos e em tamanho condizente a um cateter, ou seja, dimensões de aproximadamente 1x5,4mm.

2.2.2 OXÍMETRO NÃO-INVASIVO

A outra técnica utilizada é o oxímetro de pulso, ou de tecido, que corresponde ao método com mais êxito aplicado e extremamente usado em medições através de óptica biomédica [3]. A pele do ser humano é um meio complicado de ser padronizado por uma simplificação estrutural, pois seus vasos sanguíneos, formados por artérias e veias e capilares, são distribuídos de forma não-homogênea e variam de pessoa para pessoa e de local para local. Isso torna o processo de análise de níveis de oximetria por métodos ópticos sobre a pele complexos, necessitando de técnicas de rejeição à ruído, devido à vibração na região dos sensores e exatidão na calibração, que é um dos principais desafios encontrados até hoje, pois a forma mais segura de calibração adotada só existe por métodos empíricos [4],[5].

Contudo, análises realizadas de forma aprofundada por Takatani, em 1979, da distribuição de absorção de níveis ópticos sobre tecidos, permitiram a criação de um modelo que assume variação de volume de sangue arterial devido a pulsações cardíacas. Na Figura 5 pode ser visualizado o modelo desenvolvido por Takatani.

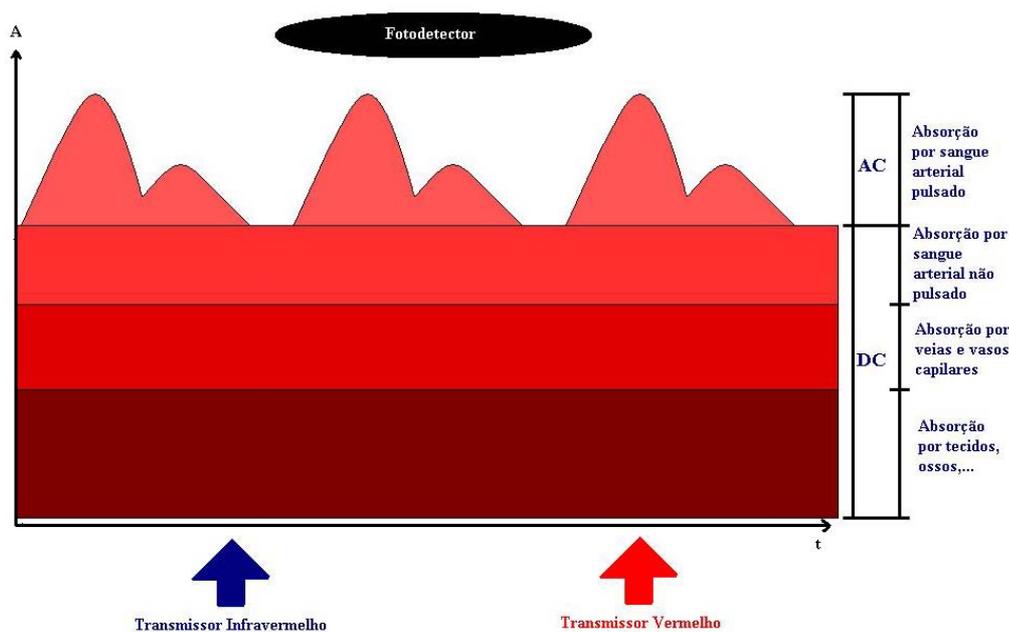


Figura 5 – Absorção luminosa sobre tecidos e sangue

Pelo modelo proposto, a mudança de volume de sangue arterial, injetado nos vasos sanguíneos durante os processos de sístole e diástole, é o único elemento que gera uma variação do sinal recebido pelos fotodiodos (sinal AC), correspondendo ao sinal fotopletismográfico (PPG). É através dela que pode ser adquirida, juntamente com os níveis de oximetria, a taxa de batimentos cardíacos, com ambos os comprimentos de onda usados tradicionalmente. O maior valor correspondente ao sinal fotopletismográfico é proporcional a radiação luminosa transmitida através dos tecidos no final da diástole, quando o volume de sangue nos tecidos é mínimo. Os demais elementos encontrados na superfície de incidência luminosa apenas representam níveis fixos de atenuação da luz (sinal DC), e compreendem estruturas como ossos e tecidos.

Mediante a aplicação da lei de Beer-Lambert que pode ser utilizada para determinar a proporção de uma determinada substância, através da relação entre intensidade de luz transmitida e o grau de concentração para um dado material, que define o nível de absorção pelo meio [1]. Essa lei é definida abaixo, Equações 2 e 3.

$$I_{out} = I_{in} \cdot 10^{-A} \quad (2)$$

$$A = \log_{10} \left(\frac{I_{out}}{I_{in}} \right) = -\alpha \cdot C \cdot t \quad (3)$$

Onde o termo “A” é o fator de absorção, composto pelo coeficiente molar de absorção “ α ”, a concentração molar do absorvedor “C” e o comprimento percorrido pelo feixe óptico “t”. I_{OUT} é a intensidade de luz transmitida, referente a quantidade de luz resultante da absorção do meio, e I_{IN} é a intensidade de luz incidente no meio, gerada por um transmissor. Assim, através das equações que regem a lei, variações na concentração de material absorvente causarão alterações de nível de intensidade luminosa quando incidente em um determinado meio, que, por conseguinte, poderão sensibilizar módulos transdutores ópticos de recepção, gerando tensões resultantes. Mas a relação entre o sinal transmitido e a concentração não é linear, conforme Equação 3. A linearidade entre ambos se dará logaritmizando a razão entre o sinal transmitido e o sinal incidente.

Para a obtenção da proporção de oxigênio saturado no sangue, removendo os efeitos ocasionados pelo aumento do volume de sangue e do caminho “percorrido” pelo feixe de luz, os níveis AC e DC devem ser medidos para cada comprimento de onda, para posterior cálculo da taxa, dada por:

$$R = \frac{\log_{10} \left(\frac{AC_{\lambda 1}}{DC_{\lambda 1}} \right)}{\log_{10} \left(\frac{AC_{\lambda 2}}{DC_{\lambda 2}} \right)} \quad (4)$$

Onde $AC_{\lambda 1}$, $DC_{\lambda 1}$, $AC_{\lambda 2}$ e $DC_{\lambda 2}$ são os valores de tensão proporcionais à intensidade luminosa incidente no módulo receptor para os dois comprimentos de onda: vermelho ($\lambda 2$) e

infravermelho (λ_1). AC_{λ_1} e AC_{λ_2} corresponde ao intervalo entre o nível DC e o nível gerado pela pulsação cardíaca. Fixando o valor DC para ambos os comprimentos de onda e desprezando-o por não representar a absorção do espectro de luz pelo material em questão, a hemoglobina, é possível simplificar a equação acima, ficando dependente apenas do sinal variável no tempo, referente à absorção luminosa pela hemoglobina com e sem oxigênio. Assim, a taxa R será dada por:

$$R = \frac{\log_{10}(AC_{\lambda_1})}{\log_{10}(AC_{\lambda_2})} \quad (5)$$

Os valores calculados de “R” por essa equação são utilizados juntamente com a curva de calibração comercial para valores específicos de SaO_2 , originada da Equação 6, na qual é realizada a correção da diferença de nível de absorção entre os comprimentos de onda, verificado pela Figura 4, através do conhecimento dos coeficientes de absorção do sangue oxigenado (α_{HbO_2}) e desoxigenado (α_{Hb}) para vermelho e infravermelho, respectivamente [9]. Com os cálculos e ajustes propostos, uma precisão menor que 2% é garantida para a faixa de valores de 80% a 100% de níveis de saturação de oxigênio no sangue, enquanto que para uma faixa de 50% a 80% encontraremos erros de até 20% [4],[5]. Contudo, níveis abaixo de 80% correspondem a valores que raramente serão necessários para adultos, salvo em casos de aplicação hospitalares, que utiliza uma faixa maior de percentuais. A curva típica para calibração do instrumento pode ser vista na Figura 6, apresentando uma variância de 0,9925. Seus valores foram obtidos estimando o valor médio de R para 20 medidas sucessivas, e corresponde a função que mais se adequa para calcular a percentagem de saturação pulsátil de oxigênio [8].

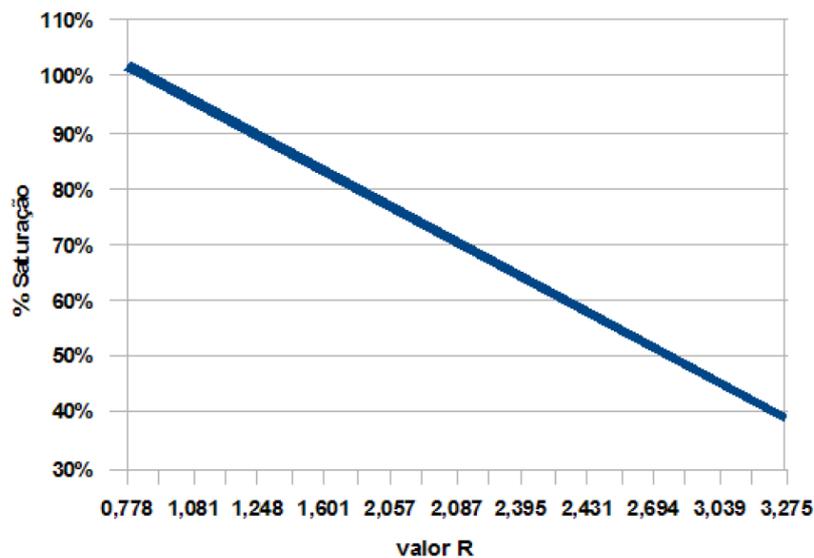


Figura 6 – Curva de calibração de oxímetro [8]

$$SaO_2 = \frac{\alpha_{Hb_{IR}} \cdot R - \alpha_{Hb_R}}{[\alpha_{Hb_{IR}} - \alpha_{HbO_2_{IR}}] \cdot R + [\alpha_{HbO_2_R} - \alpha_{Hb_R}]} \quad (6)$$

Dos tipos de oxímetros existentes, os que usam a técnica de reflexão têm sido bem difundidos, principalmente nos processos invasivos, apresentando um maior grau de aplicabilidade em qualquer parte do corpo humano, como testa, bochecha, panturrilha e coxa. Mas, em comparação com o método por transmissão, o oxímetro de pulso por reflexão apresenta uma relação sinal-ruído (SNR) menor do que o de transmissão, além de possuir uma maior variação entre pessoas devido aos efeitos de não-homogeneidade dos tecidos, o que pode gerar erros no processo de medição [1].

3. BATIMENTOS CARDÍACOS

3.1 ASPECTOS TEÓRICOS

A frequência cardíaca tem como finalidade servir como parâmetro auxiliar indicador da intensidade de esforço no qual o indivíduo está sendo submetido, através da associação dos batimentos cardíacos com o volume de oxigênio absorvido por respiração. Esse controle permite que o indivíduo exercite-se com segurança, sem apresentar risco a saúde e tendo o efeito desejável da atividade conforme o objetivo proposto. Existem gráficos muito difundidos onde se estipula valores máximos de batimentos cardíacos conforme a idade. Um exemplo desse gráfico pode ser visto na Figura 7.

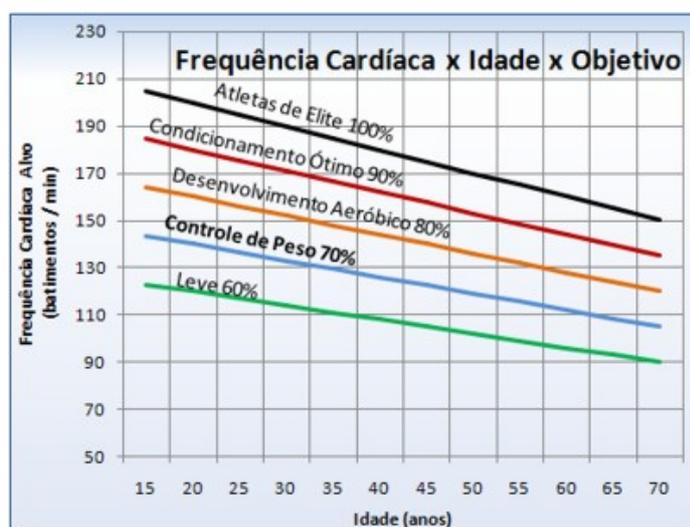


Figura 7 - Gráfico BPMxIDADExOBJETIVO

Diversas soluções são propostas para a aquisição dos batimentos cardíacos numa pessoa. Contudo, com a existência de um medidor de oximetria, é conveniente utilizar os mesmos meios ópticos para o sensoriamento dos tais, já que o sinal PPG para ambos os comprimentos de onda fornecerá dados referentes à frequência cardíaca, não necessitando que seja empregado um novo sensor.

4. GASTO CALÓRICO

4.1 ASPECTOS TEÓRICOS

Os dados com respeito à quantidade de calorias estão presentes diariamente na vida das pessoas, através das informações nutricionais nos rótulos de embalagens dos mais variados tipos de alimentos. Esse dado calórico condiz com uma unidade de medida de energia, ou calor, necessária para elevar um quilograma de água (1l) em um grau Celsius. No corpo humano essa energia é obtida de processos metabólicos constituídos da queima de proteínas, carboidratos e gorduras. Aproximadamente, a queima de um grama de proteína pura e um grama de carboidratos libera 4kcal cada, e a queima de um grama de gordura libera 9kcal.

Em termos de gasto calórico na realização de atividades gerais, sejam elas as mais simples e rotineiras ou exercícios físicos que exijam mais esforços, cada processo realizado demanda uma determinada quantidade de calorias, que, por analogia, podemos considerar como sendo um “combustível” para a realização dos movimentos.

Obviamente que o acompanhamento do dispêndio de energia fora da realização de atividades físicas, demandando esforços de grau menor, tem sentido apenas para situações de internação hospitalar, ou em casos graves de obesidade. Nesses casos, existe um interesse no conhecimento mais aprofundado de tais situações, tendo a necessidade de se obter os dados referentes à energia queimada durante atividades habituais do dia-a-dia, mais conhecidas como NEAT (non-exercise activity thermogenesis), que podem representar uma boa parcela da energia utilizada por um indivíduo. Contudo, para profissionais da área de educação física, essa técnica de medida tem grande empregabilidade para monitoração e acompanhamento

mais preciso para análise do estado de saúde da pessoa em exercício, ou, simplesmente, para a elaboração da prescrição de atividades para condicionamento físico.

Medições precisas e diretas são consideradas complicadas para dispositivos portáteis, pois a dinâmica e o metabolismo do corpo humano são muito variantes e irregulares [10]. Os processos diretos, conhecidos como GED (Gasto Energético Direto), para tomada dessas medidas alcançam resultados mais satisfatórios, mas requerem estruturas físicas específicas, Figura 8. Essa estrutura é composta por câmaras sensíveis ao calor liberado por todo o organismo e pelo vapor de água resultante da respiração e expelido pela pele, e necessita, no mínimo, 24 horas de permanência no local realizando uma determinada atividade física [15]. A maioria das técnicas indiretas utilizadas têm como resultado aproximações do gasto energético total, muito pelo fato de se ter dificuldade de aquisição desse tipo de informação. Desse modo, pode ser fornecida apenas uma estimativa do dispêndio de esforço físico, dado em calorias.

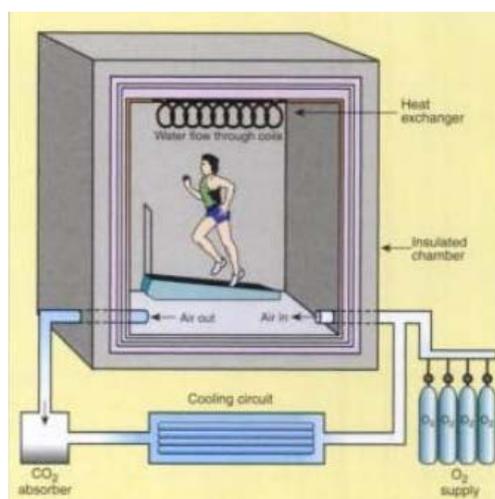


Figura 8 - Câmara para medição direta de calorimetria [16]

Essas medições de níveis calóricos consumidos com a utilização de métodos indiretos levam em consideração, para qualquer caso, uma característica da pessoa a ser analisada (peso) e três variáveis do processo (tempo, tipo de atividade e velocidade) com o qual ela é

desenvolvida. Esses dados serão empregados em cálculos simples, cujo resultado nos fornece a taxa de gasto calórico. A Tabela 1 abaixo, retirada da referência [16], ilustra o dispêndio calórico conforme a velocidade média desenvolvida, em quilômetros por hora, e a massa corporal, em quilogramas, para cada minuto de atividade. Nela é possível verificar a influência dos fatores citados na obtenção do gasto calórico.

VELOCIDADE (Km/h)	MASSA CORPORAL (Kg)						
	35	45	54	64	73	82	91
3,22	1,9	2,2	2,6	2,9	3,2	3,5	3,8
4,02	2,3	2,7	3,1	3,5	3,8	4,2	4,5
4,83	2,7	3,1	3,6	4,0	4,4	4,8	5,3
5,63	3,1	3,6	4,2	4,6	5,0	5,4	6,1
6,44	3,5	4,1	4,7	5,2	5,8	6,4	7,0

Tabela 1 - Gasto calórico por minuto para determinadas massas e velocidades

O fator a ser mensurado para cálculo de taxa de gasto calórico será regido pela velocidade. Para a aquisição desse dado, podem ser aplicados instrumentos como pedômetros, através de sensores do tipo acelerômetros, mas que acabam gerando resultados imprecisos, pois a medição fica restrita ao registro de quantidade de passadas, a qual pode sofrer muitas variações. A tomada de valores de velocidade por meio de processos integrativos das informações geradas no acelerômetro vislumbra uma solução interessante para tal aplicação. Mas, para essa solução são necessárias medidas de cálculo e correção a partir de valores fornecidos do acelerômetro, aumentando sua confiabilidade e tendo boa aplicabilidade para dispositivos portáteis. Análises de gasto calórico por frequência cardíaca também acabam sendo muito afetadas, pelo fato do ritmo cardíaco variar com as mais diversas situações, como estado de estresse, uso de alguns tipos de medicamentos, determinadas doenças e fatores

fisiológicos, e principalmente pelo fato de ser um tipo de medição com restrição quanto à intensidade para apenas uma pequena faixa de exercícios. Processos como registros de alimentação e questionários de atividades, onde são registrados o tempo e o grau de percepção de esforço na atividade, acabam não sendo precisas e confiáveis por não se garantir recordações fiéis por parte da pessoa analisada [10]. Por esse motivo acabam sendo apenas considerados como métodos complementares. Um exemplo desse tipo de questionário pode ser encontrado no site do IPAQ (International Physical Activity Questionary) [14].

A forma mais precisa atualmente de se obter a calorimetria durante a realização de atividades físicas é através da respiração. Esse processo de gasto energético indireto (GEI) consiste em medições baseadas em transdutores de oxigênio consumido, gás carbônico produzido e pressão diferencial, por meio dos quais se calcula, com as concentrações medidas de cada gás, o dispêndio calórico durante o exercício. Na figura abaixo é exibido um exemplo de aplicação para tal instrumento.



Figura 9 - Aquisição de dados de gasto calórico pela respiração [16]

Estudos realizados no final do século passado mostraram que esse método apresenta erros de no máximo 1% em comparação com o método direto. Contudo, embora seja uma técnica com mais precisão, ela complica sua empregabilidade por acabar gerando desconfortos por parte dos usuários.

4.2 SOLUÇÕES EXISTENTES

Das técnicas citadas, foi escolhida a que emprega acelerômetros, mas utilizando soluções que aumentam a confiabilidade do instrumento, resultando numa precisão satisfatória do instrumento.

Acelerômetros são transdutores portáteis e de baixo custo que empregam a tecnologia MEMS, consistindo basicamente numa integração entre elementos mecânicos e eletrônicos de tamanho ínfimo no mesmo componente de silício. Sua classificação é restrita quanto à quantidade de eixos de medição e a sensibilidade em relação à aceleração da gravidade. Abaixo seguem alguns métodos de obtenção de gasto calórico com acelerômetros.

4.2.1 Energia Cinética

A precisão dos equipamentos de medição de calorias até hoje é muito restrita, seja através de métodos indiretos de coleta de dados, com o uso de máscaras analisadoras de gás, ou com instrumentos utilizando acelerômetros [10]. A disposição e a quantidade desses sensores que forem empregados afetarão consideravelmente os resultados finais. Abaixo segue a Figura 10 com um exemplo de distribuição de sensores de movimento [10].

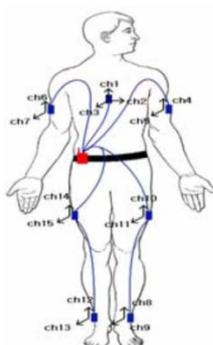


Figura 10 - Distribuição de sensores de velocidade de movimento [10]

Os acelerômetros têm sido muito estudados recentemente pelo fato de serem mais compactos e mais simples de empregar, apresentando uma boa resposta. Um conceito básico em se usar esse tipo de dispositivo sensorial é por meio de cálculo da energia cinética gasta na realização de um determinado movimento. A energia cinética é expressa segundo a Equação 7:

$$K = \frac{m \cdot v^2}{2} \quad (7)$$

Onde essa energia é estritamente dependente da massa do corpo, definido como “m” normalmente dado em kg, e da velocidade ao quadrado, definido como “v”. A massa seria um fator variável, pois depende de pessoa para pessoa. A velocidade instantânea pode ser medida com acelerômetros através de um processo integrativo, já que o dado coletado do acelerômetro seria um número proporcional a aceleração do corpo em questão.

A energia cinética resultante é então calculada pelas somas sucessivas dos valores encontrados de energia a cada ciclo e de cada acelerômetro, determinando, assim, o gasto calórico durante uma atividade física [10]. Quanto mais acelerômetros forem empregados pelo corpo, mais precisos serão os resultados encontrados, aumentando, assim, a confiabilidade do equipamento.

4.2.2 Tabela MET

Uma das técnicas que é bem difundida no meio utiliza, para processos de cálculo de gasto calórico, as tabelas MET (Metabolic Equivalents of Task), que corresponde a um

conceito fisiológico para determinar um custo energético para cada atividade física. O MET é um múltiplo do RMR (Ratio of Metabolic Rate), ou taxa de energia consumida, e seus coeficientes podem ser encontrados no ACSM (American College of Sports Medicine) [11], através de valores que especificam cada atividade física. Por convenção, um MET corresponde a aproximadamente 3,5ml de oxigênio consumido por quilo de peso corporal por minuto (1,2kcal/min para um indivíduo de 70kg), quando em estado de repouso, [16]. Sabendo-se que na combustão de 1 litro de oxigênio durante um minuto, rende-se em torno de 4,82kcal de energia e aproximando esse valor para 5kcal, teremos:

$$1 \text{ MET} = 3.5 \text{ ml} \cdot \text{Kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1} = 1,05 \cdot \text{Kcal} \cdot \text{Kg}^{-1} \cdot \text{h}^{-1} \quad (8)$$

A partir das informações acima, o gasto calórico, em kcal, será calculado seguindo a expressão abaixo [16], onde “tempo” é dado em minutos e “peso” em quilogramas:

$$GC[\text{kcal}] = \frac{\text{MET} \times 3.5}{200} \cdot \text{tempo} \cdot \text{peso} \quad (9)$$

Existem três níveis pré-definidos de MET, o nível leve, para valores menores que três, o nível moderado, para valores entre três e seis, e o nível forte, para MET maiores que seis.

Como os valores definidos de MET variam conforme a atividade, foi criada uma lista na qual ficam especificados os multiplicadores para cálculo de gasto calórico. Abaixo podemos verificar a Tabela 2, correspondente a uma tabela simplificada retirada da referência [12], onde é determinado o grau de MET para algumas situações.

SITUAÇÃO	MET
Sentando	1,5
De pé	2 a 2,5
Caminhando	3,3 a 5
Correndo	6,3 a 11,5

Tabela 2 - Tabela MET simplificada

Esses valores podem apresentar variações de pessoa para pessoa, devido a fatores como forma de execução da atividade, nível de habilidade e composição corporal, entretanto esses graus de MET são suficientemente precisos para adultos saudáveis que estejam na faixa de 18 a 65 anos [12], mais especificamente, para homens de 30 a 65 anos e mulheres de 18 a 40 anos.

Para as situações que apresentam grande variação de índice de MET, como caminhada e corrida, que variam proporcionalmente com a velocidade exercida durante um intervalo de tempo, podem ser geradas aproximações com retas definidas a partir dos valores assumidos para cada velocidade presente em tabela [11]. Abaixo segue um gráfico, exposto na Figura 11, representativo das calorias por minuto consumidas para dados valores de velocidade, em milhas por hora, nas atividades de corrida e caminhada [16].

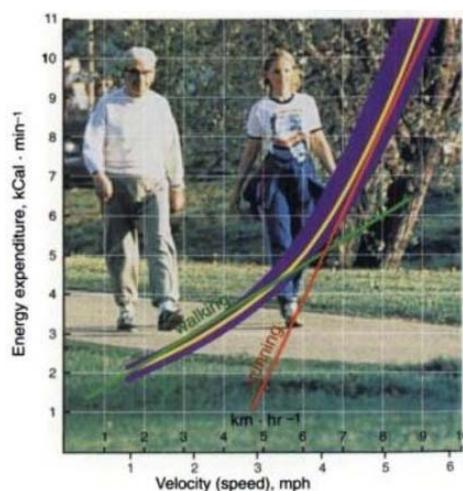


Figura 11 - Gráfico gerado a partir da tabela MET para caminhada (verde) e corrida (vermelho) [16]

Assim, é possível verificar que existe um comportamento diferente para os exemplos de caminhadas e de corridas em relação ao dispêndio calórico. Na utilização dessas duas modalidades, os cálculos para determinação do valor de MET podem ser regidos por equações, a partir das informações existentes nas tabelas, como seguem as Equações 10 e 11 abaixo.

$$METS(caminhada) = 1,707 * SPEED^2 - 1,278 * SPEED + 2,2 \quad (10)$$

$$METS(corrida) = 3,55 * SPEED + 0,525 \quad (11)$$

Onde “SPEED” é a velocidade instantânea desenvolvida em unidade de m/s, sendo dada por:

$$SPEED = Frequency * Passo \quad (12)$$

“Frequency” é a frequência de movimentos, em Hz, durante a atividade e o “Passo” é a distância percorrida por cada movimento, em metros. De posse desse valor calculado pelas Equações 10 e 11, e empregando o resultado na Equação 9, é obtido o valor referente ao dispêndio de energia para um dado intervalo de tempo.

Como são utilizados determinados valores referentes a cada tipo de exercício, gerando aproximações para cálculo total de gasto calórico, esse método necessita apenas de um sensor no qual terá como função determinar a frequência e o passo dos movimentos, ou seja, a velocidade. Utilizando esses dados e processando eles nos cálculos das equações determinadas acima, teremos um valor com boa aproximação do gasto calórico total durante o tempo fixado de exercício.

Nesse projeto foi escolhida a aquisição de dados para cálculos de calorimetria através de métodos indiretos e com o uso de um sensor do tipo acelerômetro, que tem sido muito empregado em dispositivos portáteis, por ter mais facilidade na aquisição do componente, custo diminuto e pelo foco do trabalho não se restringir a precisão dos instrumentos, embora apresente bons resultados como exposto nas referências pesquisadas.

5. ARQUITETURA PROPOSTA

5.1 HARDWARE

O dispositivo proposto nesse trabalho consiste, basicamente, na elaboração de um elemento de controle (*host*), concentrador da estrutura, que possui interface de comunicação serial USB com o computador, e “n” elementos sensores. Esses elementos são endereçáveis, independentes e com comunicação sem fio, utilizando-se para isso uma topologia ponto-multiponto, na aquisição e visualização *real-time* de dados. A Figura 12 abaixo exemplifica tal proposta de arquitetura.

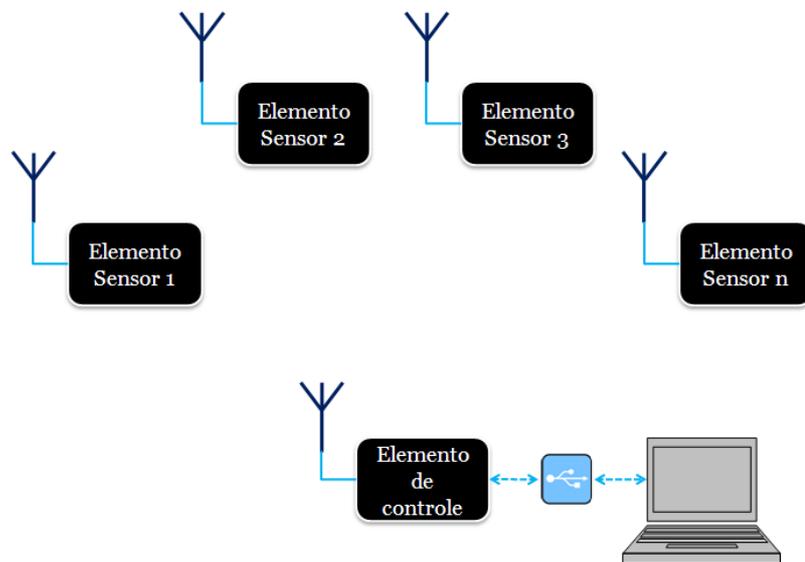


Figura 12 - Arquitetura do projeto

A comunicação de dados por RF, entre os elementos sensores e o controle, o microcontrolador empregado e a interface serial serão depurados através da ferramenta EZ430-RF2500 da Texas Instruments [33]. O *kit* consiste numa plataforma de desenvolvimento de aplicações *wireless*, utilizando o *transceiver* CC2500 de baixa potência,

baixo consumo e taxa de dados programável nas modulações OOK, 2-FSK, GFSK e MSK. Sua faixa de operação fica entre 2400MHz e 2483.5MHz, correspondendo a banda ISM, na qual se destina a propósitos industriais, científicos e médicos [35]. Além disso, possui interface USB (TUSB3410) para gravação e comunicação bidirecional pelo HyperTerminal, e o microcontrolador de baixo consumo, o MSP430F2274 [36], ambos da Texas. Abaixo segue a Figura 13 com a foto da ferramenta.

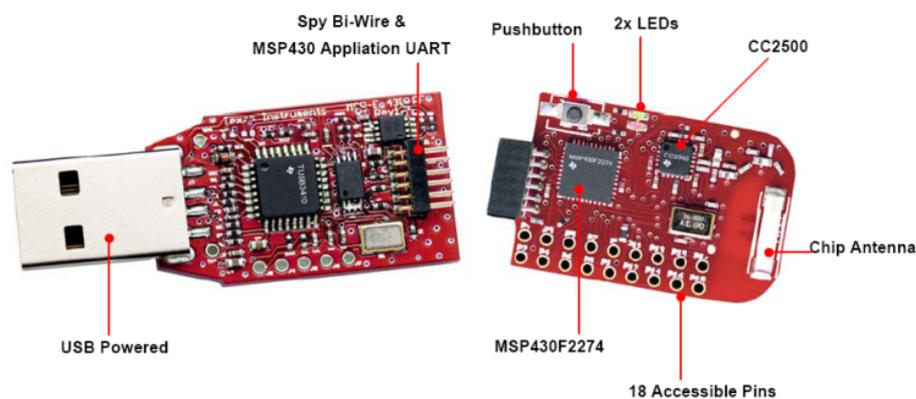


Figura 13 - Foto detalhada da ferramenta EZ430-RF2500

O EZ430-RF2500 possui até nove entradas para conversor AD de 10-bit, um timer, potência máxima de transmissão de 0dBm e sensibilidade de -101dBm no modo otimizado, o que garante comunicações numa distância de até 300pés (91,4m) para modulações com taxa de dados de 250kbps. Como recursos digitais o dispositivo apresenta interface SPI, CRC, largura de banda do filtro de canal programável e medição de RSSI. Além disso, apresenta consumo máximo de 21,6mA.

Os conversores de sinal analógico para digital podem receber dados oriundos de diversos tipos de transdutores, bastando-se para isso apenas que os sinais dos mesmos sejam conectados nas respectivas portas com suporte a esse periférico e que estejam condicionados dentro dos níveis de tensão toleráveis. Para esse projeto, foi restringido o sensoriamento de apenas três elementos, os quais representam maior relevância para a aplicação proposta: oximetria, pulsação e velocidade.

Os elementos sensores podem então ser separados em dois blocos: oxímetro e gasto calórico. No transdutor para oxímetro são realizadas medidas de níveis de oxigênio no sangue e quantidade de batimentos cardíacos por minuto, e no transdutor de gasto calórico são tomadas medidas de velocidade instantânea. Na Figura 14 pode ser visualizada uma arquitetura mais detalhada para os processos de aquisição de dados, realizados no dispositivo sensor, onde são desenvolvidos os processos de geração de pulsos luminosos com os LEDs, RED (Vermelho) e IR (Infravermelho), controle de nível de recepção, AGC, e as conversões AD, sendo mais detalhados nos capítulos posteriores.

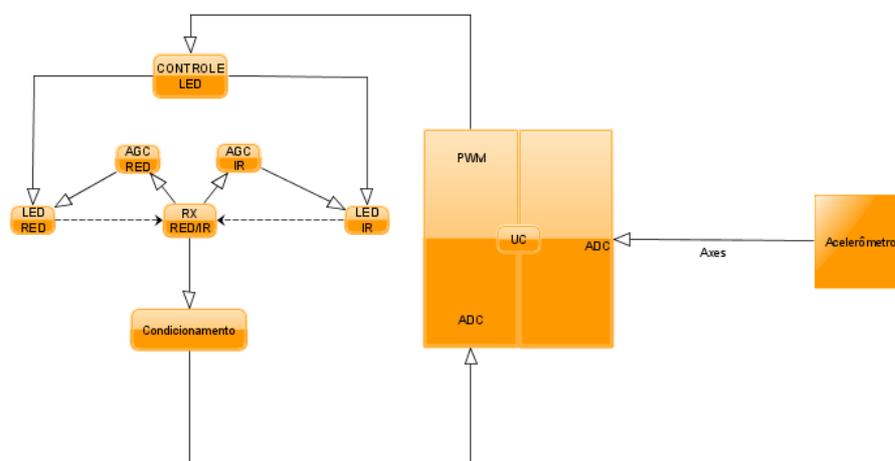


Figura 14 - Arquitetura dos sensores empregados

Como foi projetado apenas um receptor (RX RED/IR), alguns cuidados como o posicionamento dos diodos emissores foram observados, fixando-os com um ângulo aproximadamente igual entre o receptor e cada LED transmissor (30°), garantindo uma incidência direta dos dois espectros luminosos. Os detalhes intrínsecos de cada sensor serão vistos nos capítulos posteriores.

5.2 SOFTWARE

A criação e a depuração do software embarcado nos microcontroladores do *kit* de desenvolvimento da Texas foram realizadas em Linguagem C, utilizando-se para isso a ferramenta do próprio fabricante, o IAR Embedded Workbench Kickstart *for* MSP430, versão 4.09A. Os fluxogramas simplificados das rotinas estabelecidas para o microcontrolador do elemento controle e do elemento sensor pode ser visualizados na Figura 16 e na Figura 15, respectivamente. O elemento de controle possui as rotinas determinadas para receber e transmitir as configurações para o PC, além de receber os dados dos elementos sensores, condicionando-os para exibição no HyperTerminal. Para os elementos sensores temos a geração de PWM, via *timer*, e conversões analógico-digital, oriundas das saídas dos sensores de oximetria e velocidade.

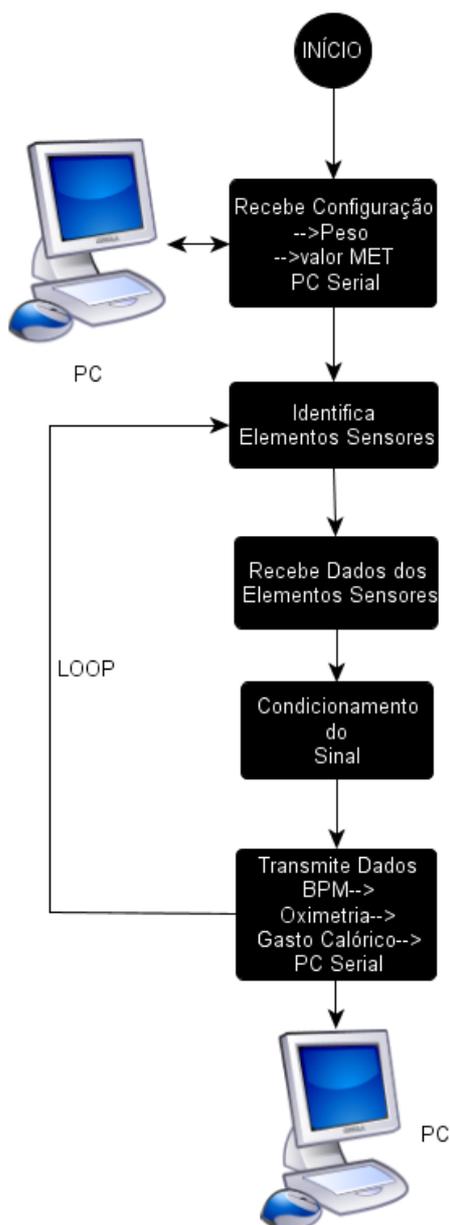


Figura 15 - Fluxograma do software do Elemento de Controle

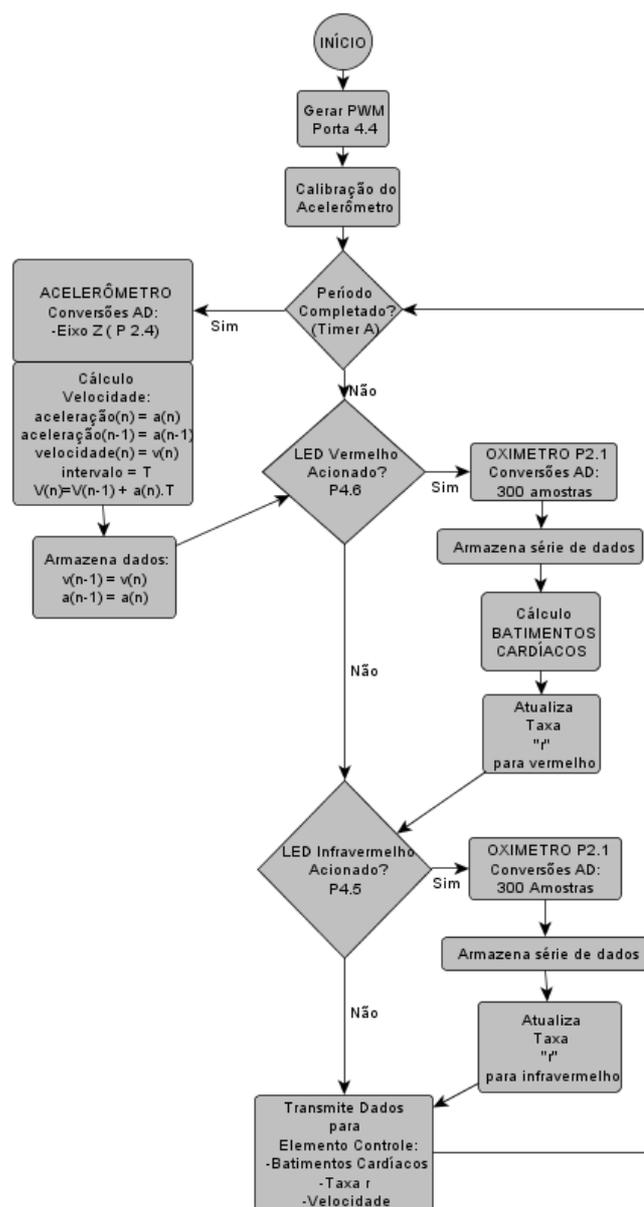


Figura 16 - Fluxograma do software do Elemento Sensor

O protocolo de rede utilizado é o SimpliciTI v1.1.0[34], o qual tem licença livre e não necessita de homologação e é de propriedade da Texas Instruments, seguindo as especificações de endereçamento MAC com padrão IEEE 802.15.4. Seu código fonte é semelhante com o padrão ZigBee, porém foram realizadas algumas alterações como simplificação e redução de tamanho de código, ocupando cerca de 4Kbytes. Tal protocolo é

indicado para redes simples e pequenas (menos de 100 nós) e em arquiteturas em estrela e P2P, que utilizam dispositivos alimentados por baterias. Abaixo segue a Figura 17, referente ao formato de pacote do protocolo SimpliciTI, apresentando a quantidade de bytes para cada parte que forma o quadro.

PREAMBLE	SYNC	LENGTH	MISC	DSTADDR	SRCADDR	PORT	DEVICE INFO	TRACTID	APP PAYLOAD	FCS
RD*	RD*	1	RD*	4	4	1	1	1	n	RD*

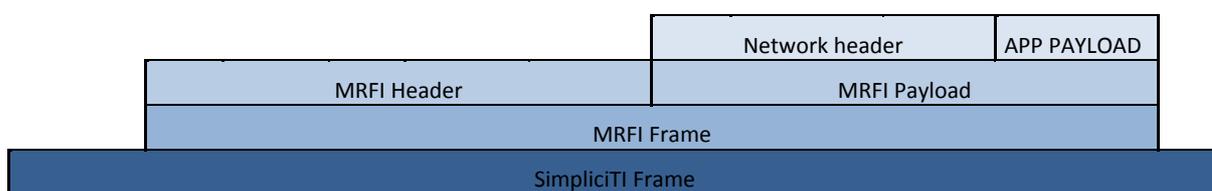


Figura 17 – Estrutura do protocolo SimpliciTI

Na figura acima, RD varia conforme a quantidade de elementos utilizados na rede, ou pelas necessidades da camada de baixo nível, a MRFI. A MRFI (*Minimal RF Interface*) corresponde aos pacotes de comunicação simplificados, utilizados na rede com o protocolo SimpliciTI.

A definição do período e *duty cycle* do PWM, programado pelo microcontrolador, ficam a cargo dos limites de resposta dos componentes empregados no projeto, e especificam a frequência de portadora na qual o sinal será modulado. Assim, define-se 1ms como período PWM (T_p) e *duty cycle* de 10% (T_{dc}), os quais gerarão uma frequência de operação suportada pelos circuitos integrados utilizados e com potência luminosa adequada para os LEDs.

6. DETALHAMENTO DE HARDWARE

6.1 OXÍMETRO

6.1.1 MODELO ADOTADO

Dos dispositivos medidores de níveis de oxigênio, o modelo que emprega aquisição dos métodos não-invasivos se torna essencial para que o instrumento proposto mantenha suas características principais de dinâmica e empregabilidade, para uso por profissionais ou pessoas interessadas em manter um condicionamento físico adequado. Além disso, como forma de evitar ruídos em demasia por parte da medição, conforme referências, e por não representar diferenças perceptíveis nos dados adquiridos, foi escolhido o método por transmissão de sinais ópticos de frequências pré-definidas do espectro luminoso. O dispositivo, cujo circuito refere-se ao oxímetro, pode ser dividido em duas partes: módulo transmissor e módulo receptor com AGC.

6.1.2 MÓDULO TRANSMISSOR

O circuito transmissor tem como função básica gerar os sinais luminosos de comprimentos de ondas específicos e com nível suficiente para que o receptor seja sensibilizado e as propriedades de absorção de feixes luminosos sejam aplicáveis. A emissão desses sinais utiliza semicondutores do tipo LED, alimentados por *drivers* de fontes de corrente e controlados por ciclos de PWM, gerados pelo microcontrolador e acionados com o

auxílio de chaves analógicas CMOS. Nas seções seguintes serão descritos os circuitos propostos no transmissor para o projeto.

6.1.2.1 LED

Para o circuito de transmissão são utilizados dois LEDs de comprimento de onda diferentes, um na faixa do vermelho, que para aplicações de oxímetros pode ter valores de 625nm a 740nm, e o outro na faixa do infravermelho, podendo apresentar comprimentos de onda de 800nm a 1500nm. Um diodo corresponde a uma junção “pn”, formada por um material semiconductor do tipo “p” em contato com um material semiconductor do tipo “n”, ambos podendo ser de silício. Essa junção é originada através da criação de regiões de “dopagens” diferentes (regiões “p” e “n”) no material semiconductor. Seus terminais, normalmente contatos de alumínio, são formados pelo cátodo (negativo) e ânodo (positivo) [18].

Existem duas formas de polarização de diodos: direta ou reversa. Na polarização dita reversa o diodo tem função foto-geradora (fotodiodo). A luz incidente (fótons) sobre a junção ocasiona a quebra das ligações existentes nas junções formando um campo elétrico que atrai os elétrons livres para a região “n”, ocasionando uma corrente reversa através da junção. Na polarização direta, função fotovoltaica, quando o material tipo “n” está negativo em relação ao do tipo “p”, portadores minoritários recombina-se com os majoritários, onde, no caso de diodos LEDs, levam à emissão de luz. O número de recombinações é proporcional à luz emitida que, por sua vez, é proporcional à corrente direta no diodo. Ou seja, LEDs convertem a corrente direta aplicada nos seus terminais em luz e fotodiodos convertem a luz incidente em sua junção em corrente reversa.

Para o dispositivo projetado foi utilizado um diodo emissor de luz de cor vermelha de 660nm e um diodo infravermelho de 940nm de comprimento de onda. Esses valores foram escolhidos pela facilidade de aquisição, por questões de custo, mas também por serem usados por grande parte dos oxímetros existentes e apresentarem uma boa resposta para essa aplicação.

O LED infravermelho escolhido foi o QEE113 [19] do fabricante Fairchild Semiconductor. Esse diodo apresenta um nível de irradiação para um pequeno ângulo de incidência (deslocando 10° do eixo normal do componente, o nível do sinal cai 80%), facilitando a focalização do dispositivo sensor. Caracteriza-se por ter um consumo moderado, máximo de 100mA, e alto nível de corrente direta para aplicações com alimentação pulsada, 10A durante 0,02% de tempo de um ciclo de 200Hz . Abaixo, a Figura 18 retirada do *datasheet* do fabricante [19], segue um gráfico de distribuição de nível irradiação por comprimento de onda com uma indicação em azul para o comprimento de onda de infravermelho empregado no projeto.

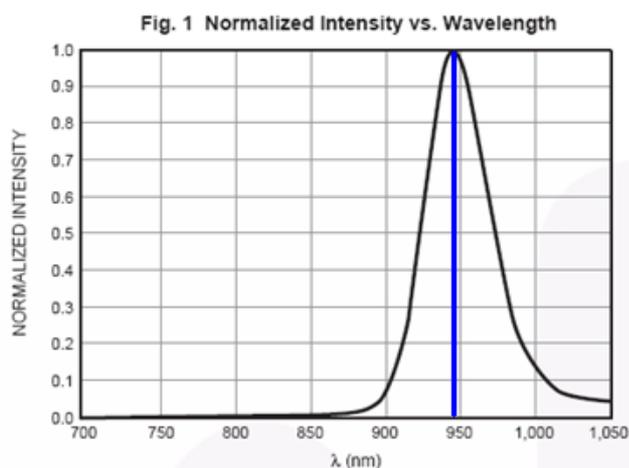


Figura 18 - Espectrometria QEE113

Através de sua distribuição espectral podemos verificar que seu nível máximo de sinal encontra-se nos 940nm e, para níveis abaixo de 850nm, sua intensidade luminosa tende à

zero, o que impede que sua emissão ocasione erros de medição, já que sua faixa de operação não se estende sobre a do LED vermelho.

O LED vermelho selecionado foi o L-934SRC-G da KingBright [20]. Corresponde a um diodo de alto brilho com 1300mca de intensidade luminosa. Ângulo de visão de 34° e baixo consumo (máximo de 30mA de corrente direta), condição essencial para a aplicação do projeto proposto. Para emissões pulsadas, suporta 150mA por 10% do tempo de ciclo de 10kHz. Abaixo, Figura 19 retirada de [20], segue a distribuição de intensidade relativa por comprimento de onda com indicação em vermelho para 660nm do componente citado.

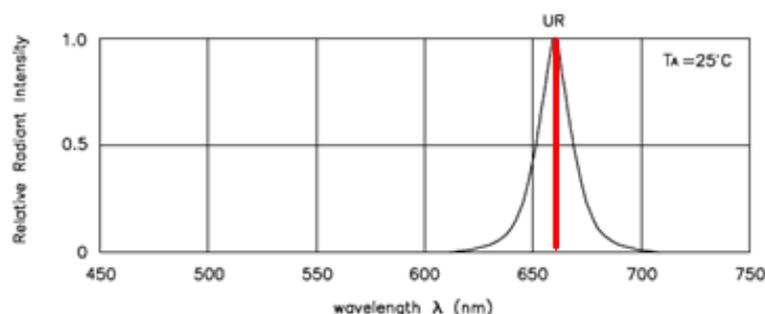


Figura 19 - Espectrometria do L-934SRC-G

Seu espectro luminoso é centrado em 660nm, não apresentando componentes abaixo de 610nm e acima de 710nm, não interferindo na faixa do infravermelho.

6.1.2.2 DRIVER LEDES

Para alimentar os LEDs são necessárias fontes contínuas com boa estabilidade. No caso de alimentar diodos, é mais indicado o uso de fontes de corrente. Esta sugestão é baseada nas curvas típicas de tensão direta por corrente direta de diodos. Abaixo, na Figura 20 [20], é exibida a curva característica i-v do LED vermelho empregado no projeto na região de polarização direta.

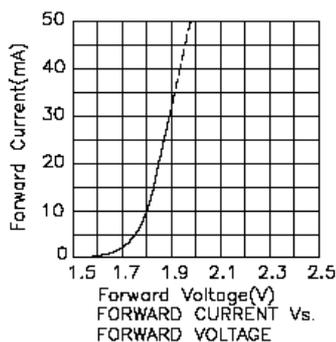


Figura 20 – Curva IxV LED vermelho

Através dessa curva pode ser visto que variações 1% na tensão direta nominal de 1,85V causam variações na corrente direta do mesmo diodo de até 25%. Devido a isso, variações significativas na tensão podem causar danos ao LED, diminuindo sua vida útil ou até mesmo danificando o componente em casos de variações maiores de tensão. Como mais um item a ser observada, a temperatura também causará efeitos na corrente, diminuindo o seu valor e, por conseqüência, reduzindo sua intensidade luminosa. Por esses dois motivos, foi dimensionada uma fonte de corrente para cada um dos LEDs, fixando em seus valores nominais dados por *datasheet*.

O circuito adotado pode ser verificado na Figura 21 com os recursos da ferramenta ALTIUM DESIGNER [21].

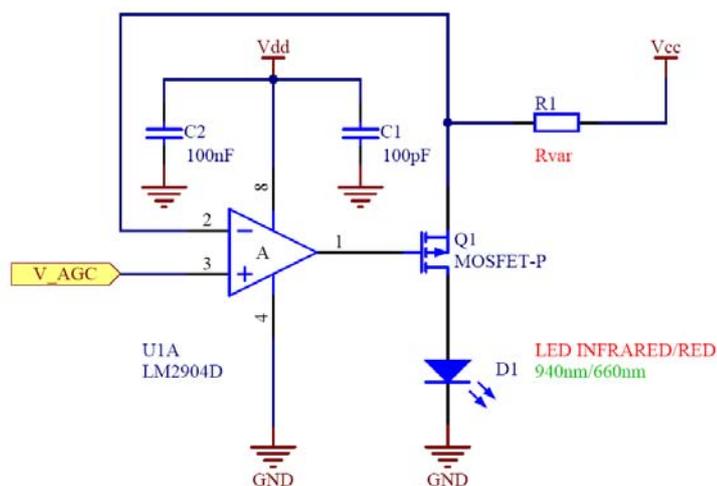


Figura 21 – Circuito driver de LEDs

O esquemático acima se refere a um dos *drivers* para controle de corrente dos LEDs vermelho e infravermelho. Sua topologia é a mesma, contudo a única diferença é a resistência selecionada de R1, na qual define o valor máximo de corrente estipulado para cada um dos diodos. Na implementação foi utilizado o amplificador operacional LM2904 [22] da National Semiconductor, de baixo consumo e preço acessível, e o transistor MOSFET de canal P SI2315 [23] do fabricante Vishay.

O amplificador operacional, juntamente com o transistor, irá fixar a corrente sobre o diodo D1. Isso pelo fato de que a tensão sobre o *source* do MOSFET será determinada pela tensão entregue na porta não-inversora do operacional, ligada ao controle de AGC (V_{AGC}), baseando-se na teoria do amplificador ideal [18], além do limiar de tensão nominal especificada para cada diodo (V_D). Assim, a corrente sobre o diodo (I_F) será dada pela Equação 13 abaixo.

$$I_F = \frac{V_{CC} - V_{AGC} - V_D}{R1} \quad (13)$$

A corrente máxima contínua (I_F) do LED vermelho é 30mA, e para o LED infravermelho, 100mA, para tensões diretas (V_D) de 1,85V e 1,3V, respectivamente. Assim, para o sistema sem controle de tensão (AGC nulo) e tensão de alimentação (V_{CC}) de 10V, teremos os valores mínimos de resistores para os dois casos:

$$R1_{red} = \frac{V_{CC} - V_D}{I_F} = 271,67\Omega$$

$$R1_{infrared} = \frac{V_{CC} - V_D}{I_F} = 87\Omega$$

Onde as tensões são dadas em unidades de Volts e a resistência em termos de Ohms. A utilização de um transistor justifica-se para que a corrente que alimenta o LED não fique limitada à corrente máxima de saída do operacional, que no caso do LM2904 é de 40mA, abrangendo mais a sua empregabilidade. O uso de um transistor MOSFET aumenta a precisão da fonte, pelo fato do *gate* ser isolado eletricamente do corpo do dispositivo, fazendo com que a corrente nesse terminal seja extremamente pequena (na ordem de 10^{-15} A) [18]. Isso reduz significativamente erros que seriam ocasionados por corrente na base (I_B), se fossem empregados transistores bipolares, já que nesse caso:

$$I_E \cong I_C \quad (14)$$

$$I_C = I_E - I_B \quad (15)$$

Onde I_E é a corrente no emissor e I_C é a corrente no coletor do transistor. O erro para um circuito com transistor bipolar terá relação com I_B , pois o controle da corrente é realizado pelo coletor do transistor, mas a carga a ser controlada é ligada no emissor do mesmo. Já para transistores tipo MOSFET a saída fica variável apenas em termos da corrente de *source* (definida por R1), e seu valor máximo de corrente se dará quando a tensão na porta inversora for maior ou igual à tensão na porta não-inversora. Abaixo segue um gráfico, Figura 22, gerado a partir de um ensaio do circuito da Figura 21, com alimentação DC e controle de nível de recepção nos casos do LED infravermelho (a) e vermelho (b), onde, nessas situações, R1 será de 100Ω e 330Ω , respectivamente. Nesses gráficos podem ser visualizadas as variações de corrente direta que alimenta os diodos selecionados, ocasionada pelas variações de tensão geradas pelo controle de AGC.

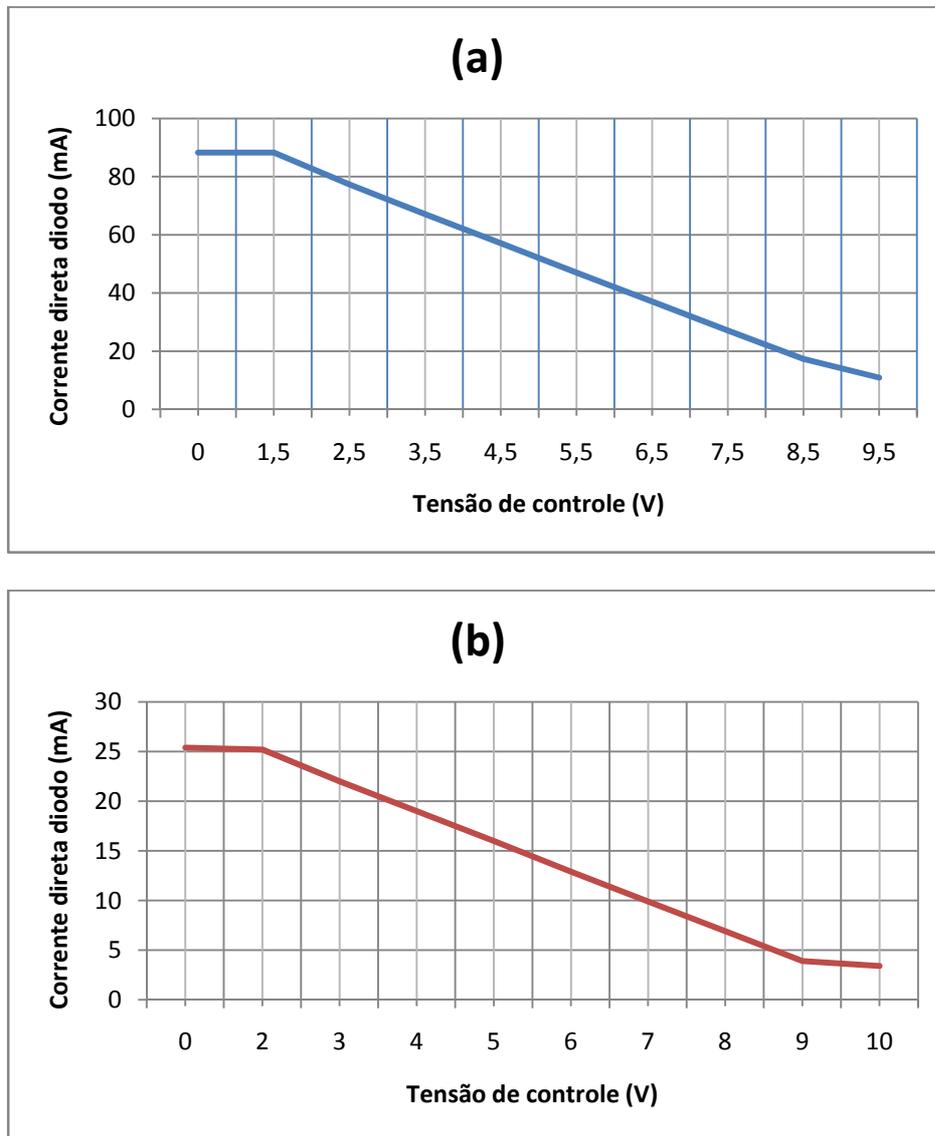


Figura 22 - Gráfico da corrente direta do diodo por tensão de controle do AGC para infravermelho (a) e vermelho (b)

6.1.2.3 ACIONAMENTO LEDS

As emissões dos espectros luminosos, vermelho e infravermelho, serão feitas de forma pulsada. Através de ciclos que serão repetidos continuamente e alternadamente. Parte do tempo, de um intervalo pré-definido, um dos LEDs será acionado alimentando-se de uma fonte que será pulsada, enquanto o outro permanecerá desligado. Essa modalidade de

transmissão consiste em um sinal, com frequência de portadora definida e modulada em amplitude, que determinará a frequência de incidência de determinado espectro luminoso.

A portadora pode ser gerada utilizando recursos do microcontrolador presentes em *timers*, como geradores de sinais PWM, juntamente com a utilização de chaves, como a chave analógica CMOS DG441 do fabricante Intersil [31], que possuem um bom tempo de resposta, na faixa de nano segundos, e baixo consumo. PWM é um tipo de modulação por largura de pulso na qual se define, para um dado período, um determinado tempo em acionamento (estado *high*). Para esse tempo é dado o nome de *duty cycle*, e por meio dessa configuração, determinar-se-á os momentos em que o LED estará conduzindo.

Obviamente que para a condução e controle de dois diodos normalmente são necessários dois *timers* com a mesma função de PWM. Contudo, visando não restringir os tipos de microcontroladores que podem ser empregados, faz-se indispensável reduzir o uso desse recurso a apenas um. Além disso, deve-se garantir que os dois diodos não sejam acionados simultaneamente. Isso possibilita a alternância de atuação entre os emissores de luz, não existindo interferência entre ambos na aquisição de dados pelo circuito de recepção, já que estarão espaçados em tempo igualmente. Para tanto, utilizou-se um circuito de lógica digital formado por portas *nand* (CD74ACT00) e *flip-flops* (HEF4013B), que definirão a alternância de acionamento entre os dois LEDs para um dado sinal de entrada, originado de apenas um *timer* e controlando a alternância de sinal entre os dois *leds* através de IOs do microcontrolador.

Abaixo, com o auxílio da ferramenta TimeGen [24], segue a Figura 23, que corresponde ao diagrama de tempo proposto. Os pontos P1, P2, P3, P4 e PWM estão definidos na figura seguinte, Figura 24, onde é ilustrado o circuito para geração do ciclo de emissão dos LEDs. “P1” e “P2” representam as duas saídas do *flip-flop*, quando o sinal ControleLED, oriundo do microcontrolador, realiza um revezamento de acionamento, “P3” e

“P4” são os ciclos para operação da chave CMOS (lógica invertida), que terá função de chavear a alimentação dos *leds*. “Tp” é o período estipulado de PWM e “Tdc” é o tempo programado para *duty cycle*.

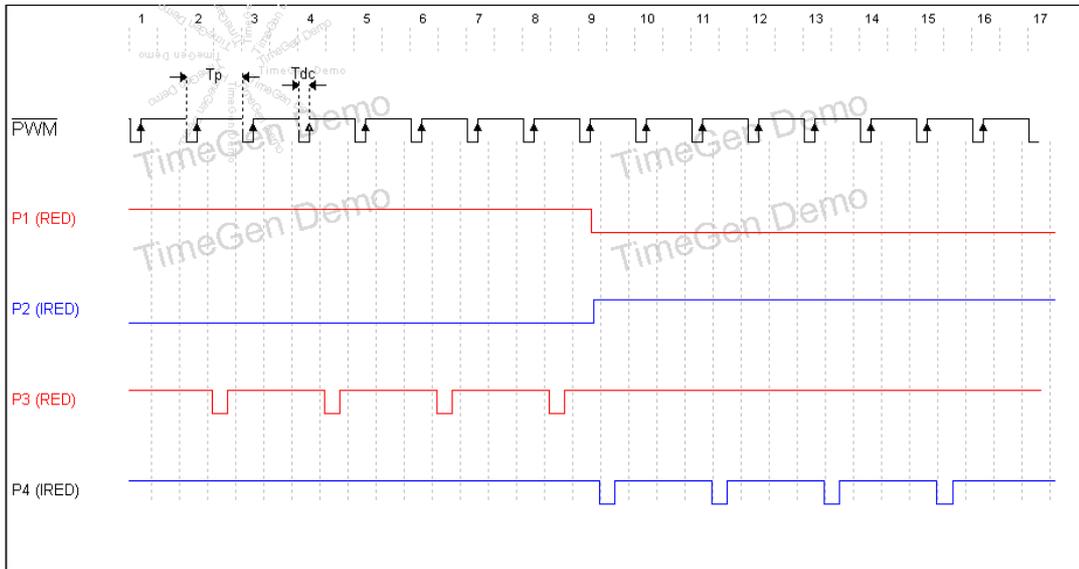


Figura 23 - Diagrama de tempo do circuito acionador

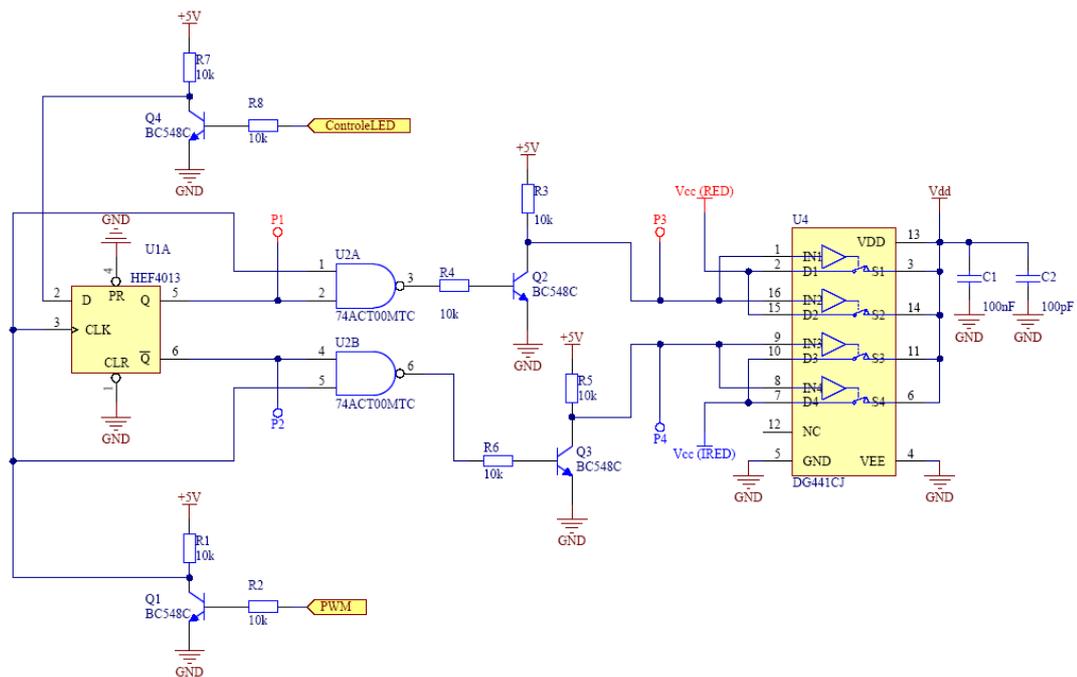


Figura 24 - Circuito de acionamento dos LEDs

Outro fator que favorece na utilização desse tipo de circuito é o fato de que a geração de pulsos de emissão com curto intervalo de tempo de acionamento permite aumentar consideravelmente a corrente direta que alimenta os LEDs, mantendo a mesma potência nominal do dispositivo. Isso aumenta, conseqüentemente, a intensidade luminosa dos mesmos de forma proporcional. Como exemplo, para o diodo emissor infravermelho [19], alimentado com pulsos de 80us, sua corrente direta pode chegar a dezoito vezes o valor máximo em relação à situação de alimentação por corrente contínua, e sua intensidade luminosa ficará quatorze vezes maior.

Uma das formas de se verificar esse ganho em termos de intensidade luminosa é analisar a potência em termos de potência média, segundo a Equação 16 abaixo [29].

$$P = \frac{1}{T} \int_0^T V(t) \cdot I(t) dt \quad (16)$$

Restringindo a aplicação dessa equação para o uso em diodos, que possuem seus valores de tensão direta praticamente constante, para dados valores de corrente, podemos afirmar que da equação acima teremos duas variáveis intrínsecas: o tempo (T) e a corrente (I(t)). Na aplicação do LED vermelho teremos uma potência nominal máxima para DC de 55,5mW, determinado por *datasheet*, e, definido a frequência de chaveamento no PWM para 1kHz e *duty cycle* de 25%, é calculada a corrente máxima para o diodo através da Equação 16, numa tensão direta de 1,85V e período de 1ms. Logo:

$$P = \frac{1}{1m} \int_0^{1m} 1,85 \cdot I(t) dt = 55,5m$$

Assim, isolando I(t), a corrente máxima direta será de:

$$I(t) = 120mA$$

Com esse resultado e por meio da Equação 13 será dado o valor mínimo de resistência R1 para o LED vermelho:

$$R1 = \frac{10 - 1,85}{120m} = 67,9\Omega$$

Em termos de intensidade luminosa, isso representa um ganho de dez vezes em relação ao fluxo dado para a corrente nominal de 20mA [20], fixando em 13000mcd, ou 19,03mW. Para o LED infravermelho, com tensão direta típica de 1,3V, potência máxima para alimentação DC de 130mW e mesmo período de chaveamento, terá:

$$I(t) = 400mA$$

Ou seja, o R1 mínimo será de:

$$R1 = \frac{10 - 1,3}{400m} = 21,75\Omega$$

Isso trará um aumento em cinco vezes na intensidade luminosa em relação a uma polarização DC típica com 100mA, ou seja, 18441mcd ou 27mW.

6.1.3 MÓDULO RECEPTOR

6.1.3.1 FOTONSENSOR

O módulo de recepção compreende essencialmente um amplificador operacional com configuração de amplificador de transimpedância ou transresistância, juntamente com um fotodiodo aplicado com polarização reversa [25]. O circuito adotado no projeto pode ser visto na Figura 25, utilizando a ferramenta Altium Designer.

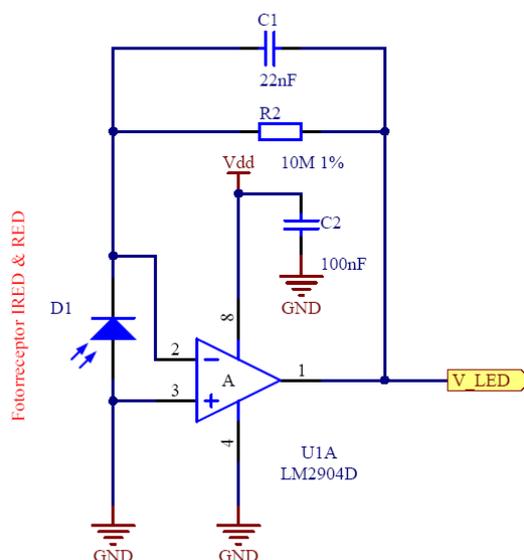


Figura 25 - Fotorreceptor para comprimentos de onda de 660nm e 940nm

Esse tipo de amplificador tem por finalidade converter a corrente, que ficará na ordem de nano ampères, proporcional a intensidade de luz incidente e a sensibilidade do fotodiodo, numa tensão equivalente na sua saída [27]. A resistência de realimentação (R2 na Figura 25) definirá o ganho na conversão de corrente em tensão, e C1 (Figura 25) atua de forma integrativa para o sinal de saída V_LED. O baixo ruído de tensão e corrente faz dessa aplicação um caso ideal para alta sensibilidade. O erro de tensão na saída é ocasionado, basicamente, pela tensão de offset, a resistência shunt do diodo e a corrente de entrada de bias

em função de R2. Para fotodiodos a corrente total (I_T) decorrente da exposição à fluxos luminosos pode ser dada pela Equação 17 [25].

$$I_T = I_D - I_P \quad (17)$$

Onde I_D é a corrente residual do fotodiodo e I_P é a corrente fotogerada. A variação dos níveis de intensidade de fluxo luminoso (φ_e) se refletirá na corrente I_P seguindo os valores calculados através da Equação 18 [30].

$$I_P = \varphi_e \cdot S_\varphi \quad (18)$$

Para S_φ sendo a sensibilidade espectral do semiconductor óptico. O fotodiodo empregado no projeto é o BPW34B da Osram [26]. A sensibilidade espectral desse componente é de 0,2A/W para um comprimento de onda de 400nm e a sua distribuição, relativa à máxima sensibilidade de 0,67A/W em 850nm, numa faixa de operação de 350nm a 1100nm é exibida na Figura 26, com indicadores para 660nm (vermelho) e 940nm (azul).

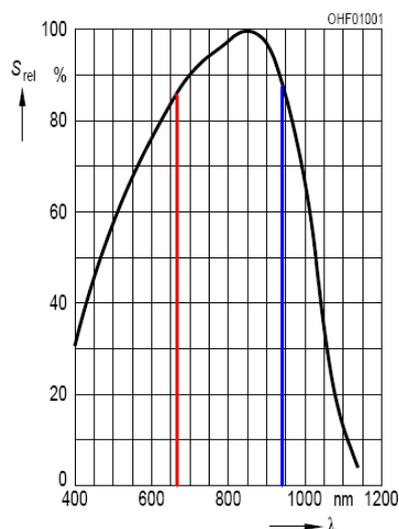


Figura 26 - Sensibilidade espectral relativa do BPW34B [26]

A tensão de saída do amplificador de transimpedância será dada em função da corrente gerada pela luz incidente na superfície do componente (I_P) e da impedância de realimentação do amplificador (Z_R), calculada através da Equação 19 abaixo [25].

$$V_{LED} = -Z_R \cdot I_P \quad (19)$$

A corrente máxima I_P para a alimentação pulsada relatada no capítulo anterior e incidência do feixe luminoso a zero grau, sem perdas por atenuação, será utilizando-se da Equação 18:

$$I_{P_{red}} = \varphi_e \cdot S_\varphi = 19,03mW \cdot \left(87\% \cdot \frac{0,67A}{W}\right) = 11,09mA$$

$$I_{P_{infrared}} = \varphi_e \cdot S_\varphi = 27mW \cdot \left(87\% \cdot \frac{0,67A}{W}\right) = 15,74mA$$

Esses valores irão causar a saturação do amplificador operacional, contudo, numa situação real de medição, devem ser consideradas as perdas por atenuação do fluxo luminoso. Isso causará uma redução significativa em I_P , onde sua escala de valores ficará na faixa de nano ampères.

6.1.3.2 CONDICIONAMENTO DE SINAL E AGC

Para o tratamento do sinal gerado pelo amplificador de transimpedância, discriminado no capítulo anterior, foi empregado um amplificador com configuração diferencial e um

operacional com configuração não-inversora para obter o ganho necessário, ocupando o máximo da faixa de excursão de tensão estipulada pelo conversor analógico-digital do microcontrolador.

O primeiro estágio de amplificação compreende uma etapa de ajuste para a saída do oxímetro. O amplificador operacional utilizado é o já empregado LM2904, e sua configuração é diferencial (U2B na Figura 27) tendo por finalidade subtrair o nível DC resultante da conversão I-V, o que aumenta a faixa de amplificação disponível para o sinal de interesse nos estágios posteriores. Para evitar níveis de ruído indesejáveis, foi projeto, com o auxílio do programa RFSIM99 [28], um filtro passa-baixa ajustado para a frequência de 1Hz (60bpm) e faixa de passagem de DC a 4Hz, o que cobre a faixa normal de batimentos cardíacos de 30bpm a 190bpm. No último estágio de ganho foi dimensionado um amplificador com configuração não-inversora (U1A na Figura 27), cuja finalidade é incorporar um aumento de sinal de forma mais específica, o que pode ser considerado com um pequeno ajuste na saída.

Em paralelo com a última etapa de amplificação, existe o ajuste para realimentação do controle do AGC. Esse ajuste é aplicado através do próprio LM2904 com configuração diferencial e correção de tensão de referência [18], mas sua entrada ficará limitada a níveis apenas DC, já que o sinal recebido por esse circuito passa por um filtro passa-baixa com frequência de corte em 0,3Hz. Esse controle permitirá que ambos os espectros luminosos tenham o mesmo nível DC de tensão medida no conversor AD. Isso tem decorrência numa simplificação de cálculos realizados com a Equação 4, resultando na Equação 5, além de garantir o funcionamento do dispositivos para qualquer pessoa, já que o instrumento se ajustará compensando as características intrínsecas de perda de sinal por absorção de espectro luminoso pelos tecidos envolvidos diferentes.

A resposta esperada de AGC deve se adequar a uma saída proporcional a encontrada nos gráficos da Figura 22, usufruindo da melhor forma o *range* de cobertura de valores de

tensão suportados. Na Figura 27 está representado o circuito de condicionamento dos sinais para o processo de oximetria proposto, além do controle de nível de sinal recebido. Pelo resistor variável RV1 fica definido o nível máximo de tensão desejável na recepção, e pelos resistores R8, R9, R11 e R12 é ajustado o ganho para cobrir a faixa de ajuste de AGC. Da referência [18] é definida a equação que rege o comportamento de amplificadores de diferenças (Equação 20 abaixo) para as referências na entrada inversora e não-inversora do circuito de controle.

$$V_0 = \left(\frac{R11 + R12}{R8 + R9} \right) * \frac{R9}{R11} * V_+ - \left(\frac{R12}{R11} \right) * V_- \quad (20)$$

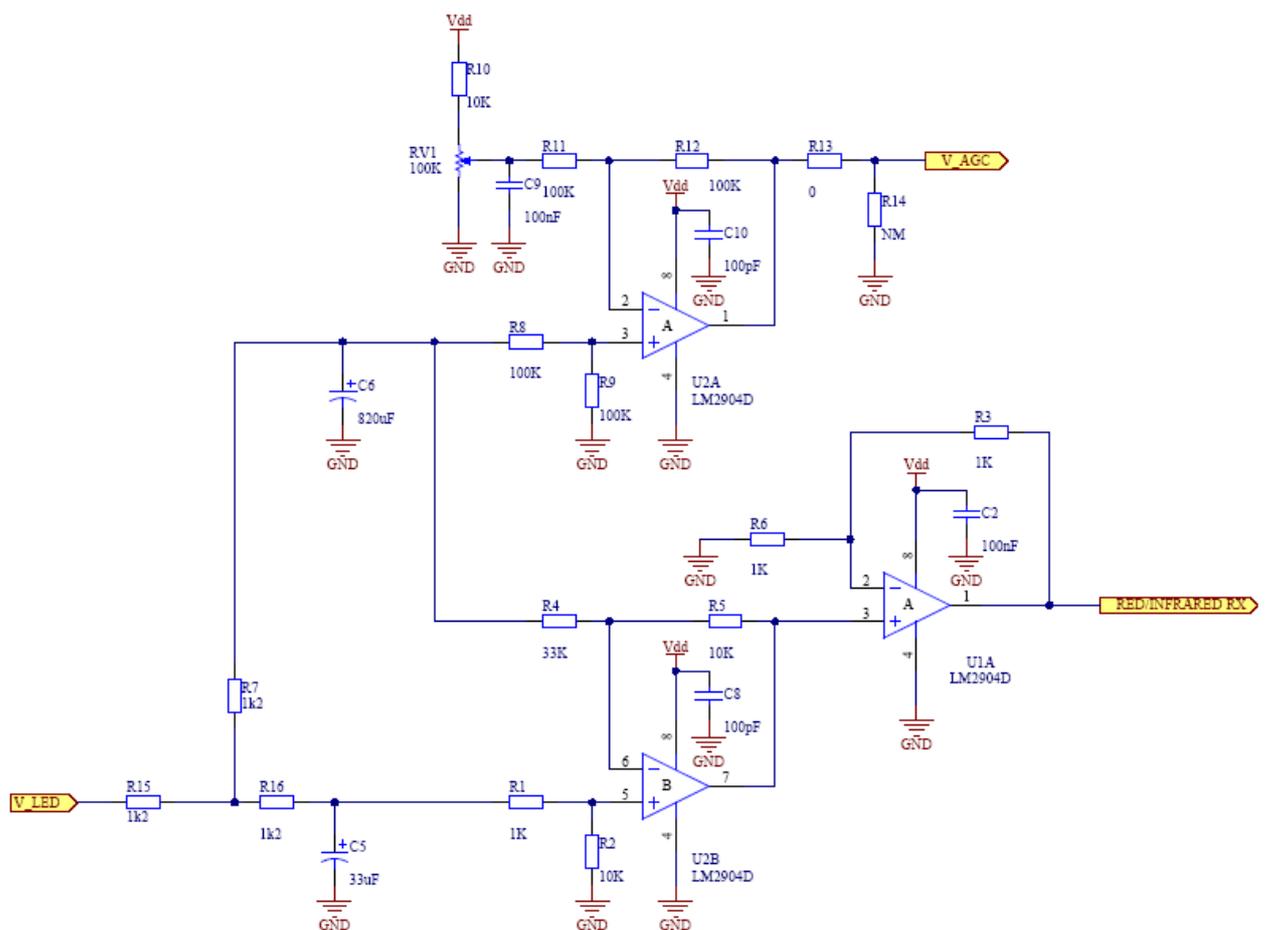


Figura 27 - Circuito de condicionamento de sinal e controle de nível

6.1.4 CALIBRAÇÃO

A calibração do sensor de oximetria foi tomada seguindo uma determinada sequência de procedimentos. Esses procedimentos partem do pressuposto de manter o mesmo nível de tensão na recepção, quando excitada pelos dois comprimentos de onda e com incidência direta do feixe luminoso. Assim, fez-se necessário ajustar o resistor R1 da Figura 21 para o vermelho e para o infravermelho de modo que no sinal de recepção (RED/INFRARED RX da Figura 27) tivéssemos o mesmo valor DC de tensão para ambos os LEDs, mas sem transgredir os valores mínimos de resistência calculados na seção 6.1.2.3. Após essa correção inicial, é indispensável ajustar a mesma saída do operacional, a fim de que não seja ultrapassado os limites recomendados de tensão de entrada para o conversor AD do microcontrolador. Para tanto, um devido ajuste no potenciômetro RV1 da Figura 27 tornou-se indispensável, corrigindo a tensão de leitura do conversor para, no máximo, 3V.

6.2 GASTO CALÓRICO

6.2.1 MODELO ADOTADO

O dispositivo para medição de gasto calórico consiste, em termos de *hardware*, na utilização de um acelerômetro. O acelerômetro é um transdutor que mede tanto aceleração dinâmica, resultante de movimento ou impacto de um corpo, quanto aceleração estática, como gravidade, baseando-se na Segunda Lei de Newton. Seu emprego em pontos específicos do corpo humano, como braços e pernas, irá fornecer valores referentes à velocidade corporal, após o condicionamento do sinal gerado, calculando diretamente a resultante da Equação 12. Esses dados serão utilizados juntamente com as Equações 7, 8 e 9, tendo dependência também do valor referido na tabela MET e do peso da pessoa em análise. O módulo da velocidade que será utilizada em cálculos de gasto calórico pode ser obtido através do princípio da integral definida para aceleração instantânea (Equação 21).

$$\vec{a} = \frac{d\vec{V}}{dt} \quad (21)$$

Onde “ \vec{a} ” é o vetor aceleração e “ \vec{V} ” é o vetor velocidade. Assim, conhecendo-se a aceleração, pode ser obtida a velocidade através do cálculo integrativo da variável da aceleração. A integral é definida com a área limitada por uma determinada curva, e a integração é a soma de n áreas infinitesimais. Assim, digitalizando o sinal, esse cálculo será feito com amostras de sinais fixos em um período de amostragem fixo, mas isso acaba resultando em pequenos erros, como os vistos nas regiões em azul da Figura 28, para função $f(x)$ em vermelho [32].

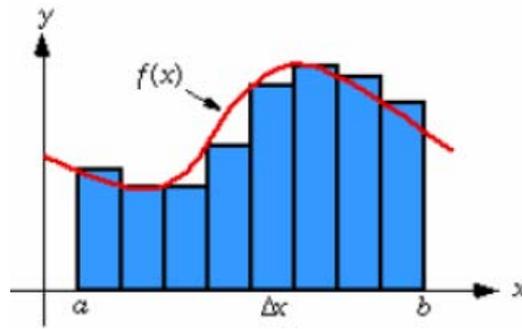


Figura 28 - Exemplo de sinal amostrado com erros gerados por integração [32]

Para evitar tais erros, pode-se assumir a aproximação da área abaixo da função como a combinação de dois tipos de áreas pequenas e diferentes: retângulos e triângulos. Esse método é conhecido como trapezoidal, ou aproximação de primeira ordem. A equação com essa proposta de aproximação, para velocidade no instante n (V_n), pode ser vista abaixo [32] (Equação 22).

$$V_n = V_{n-1} \left(a_n + \frac{|a_n - a_{n-1}|}{2} \right) \cdot \Delta T_s \quad (22)$$

Onde ΔT_s é o intervalo de amostragem, " a_n " e " a_{n-1} " são as acelerações nos instantes n e $n-1$ de amostragem. A fim de que se tenham medições de aceleração e desaceleração, os valores presentes de *offset* em acelerômetros devem ser subtraídos por rotinas no *firmware* do microcontrolador, obtendo, assim, valores positivos e negativos de aceleração.

O acelerômetro empregado é o MMA7260QT [32] da Freescale Semiconductor. Esse componente possui três eixos de medição independentes e sua aplicabilidade compreende dispositivos portáteis, muito pelo fato de ter baixo consumo (500uA). Ele pode ser configurado entre quatro níveis de sensibilidade (entre 1,5g e 6g, onde g é a aceleração da gravidade, dada em $9,8\text{m/s}^2$). Para o dispositivo em 1,5g, sua sensibilidade fica em 800mV/g

e, com offset típico de 1,65V, teremos as tensões de saída (a_{accel}), em cada um dos eixos, dadas pela Equação 23, em Volts.

$$a_{accel} = \frac{800mV}{9,8m/s^2} \cdot a + 1,65V = 0,08016 \cdot a + 1,65 \quad (23)$$

Onde “a” é a taxa de variação da velocidade a ser medida, em m/s². Considerando, ainda, que com três eixos de medição em uso, o valor adquirido deve ser em módulo, não influenciando na posição do dispositivo durante a aquisição de dados. Logo, pela Equação 24, teremos o valor referente à aceleração (a_{total}), que será calculado por meio de rotinas desenvolvidas no microcontrolador.

$$a_{total} = \sqrt{a_{accel_x}^2 + a_{accel_y}^2 + a_{accel_z}^2} \quad (24)$$

Sendo “ a_{accel_x} ”, “ a_{accel_y} ” e “ a_{accel_z} ” os valores medidos pelo conversor AD nos eixos x, y e z, respectivamente. Tomando um dos eixos apenas para medição da velocidade instantânea, algumas restrições devem ser consideradas, principalmente quanto à posição do sensor no corpo da pessoa e aos erros gerados por movimentos rotacionais, que por ventura seriam exercidos. Desprezando esse efeito de erro e estipulando uma posição fixa para o sensor, a tomada da aceleração pode ser exercida por um dos eixos do acelerômetro, como foi realizado no projeto. O hardware do dispositivo sensor pode ser visto na Figura 29. O circuito corresponde a uma aplicação típica para o componente. Seus terminais de saída (V_{accel_x} , V_{accel_y} , V_{accel_z}) são ligados diretamente em três portas conversoras analógico-digital de 10bits do microcontrolador e serão usadas conforme as necessidades geradas ao longo da depuração do projeto.

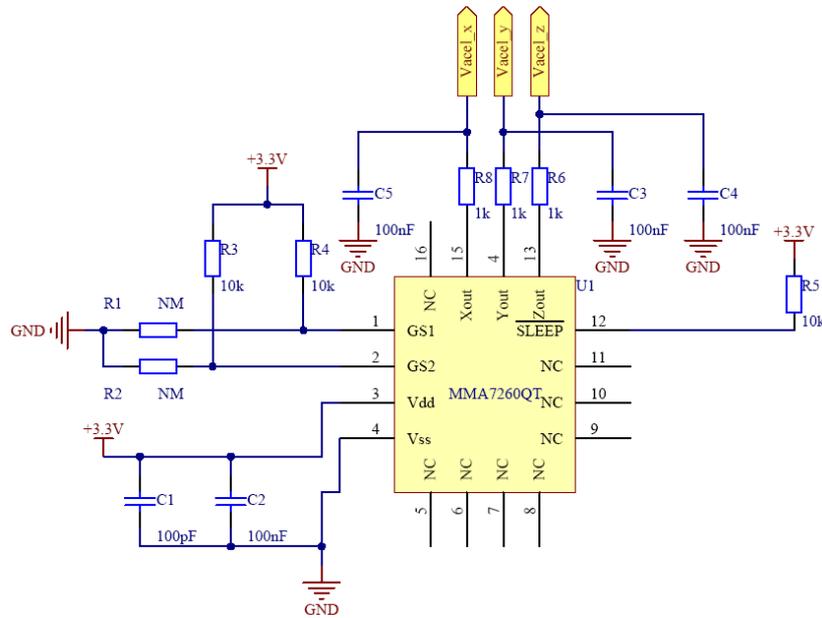


Figura 29 - Circuito de aquisição de níveis de aceleração

6.2.2 CALIBRAÇÃO

Na calibração do instrumento de medição devem ser desconsiderados os valores que serão influenciados pela aceleração da gravidade e tensões de offset geradas pelo sensor, já que o componente mede resultantes estáticas. Isso pode ser executado fixando uma posição para o elemento transdutor e medindo o valor recebido de tensão para o caso da pessoa em repouso. O valor obtido é então armazenado e subtraído das próximas aquisições de aceleração, eliminando-se, assim, o offset típico presente no acelerômetro, e permitindo a obtenção de valores negativos e positivos de velocidade. Seus valores de saída foram verificados e ajustados utilizando um método simples: influenciando o componente pela aceleração da gravidade, cujo valor é fixo e determinado por $9,8\text{m/s}^2$. O processo de calibração do acelerômetro deve ser executado por software toda vez que o dispositivo for utilizado, obedecendo às restrições citadas acima.

7. RESULTADOS

Nas seções seguintes serão apresentados os resultados e observações obtidos durante o desenvolvimento do projeto em bancada (depuração), de forma separada para cada sensor e em conjunto com fins de análise geral. Na figura abaixo é apresentada uma foto com todos os dispositivos que compõem o projeto, numerados com as seguintes identificações:

1. Elemento de controle
2. Elemento Sensor
 - a. Sensor Oxímetro
 - b. Sensor acelerômetro
3. Bateria

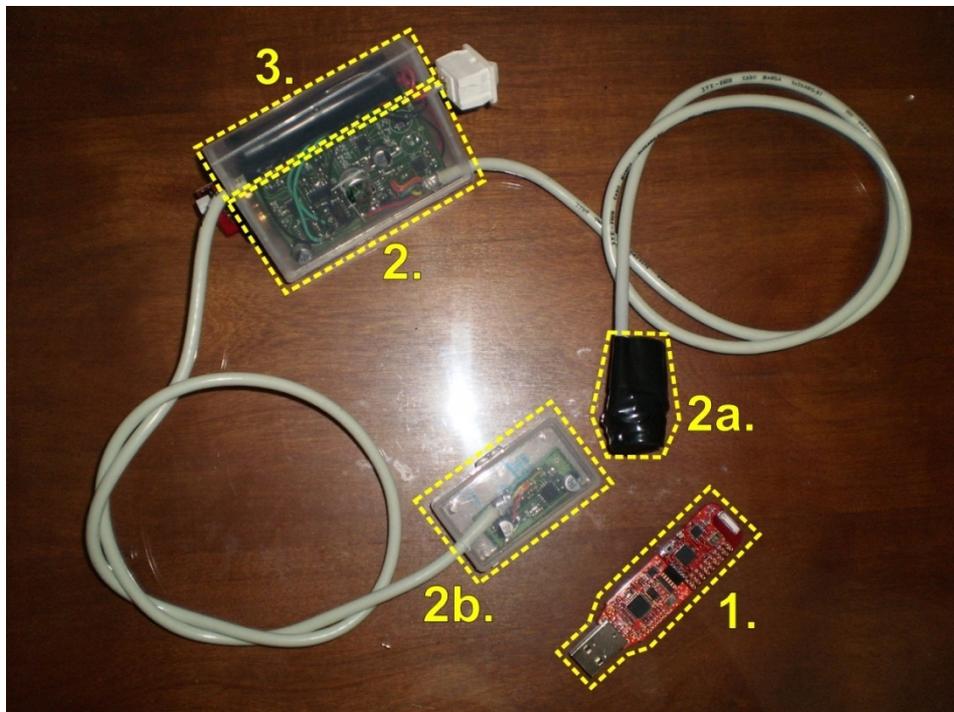


Figura 30 - Leitor Biométrico Wireless

Das questões relacionadas ao consumo, o dispositivo, com todos os sensores acionados, apresentou uma corrente média de 37mA para uma alimentação de 12V. Ou seja, um consumo que se adéqua à proposta inicial de equipamento de uso portátil com baixo consumo.

7.1 MEDIDOR DE OXIMETRIA E DE BATIMENTOS CARDÍACOS

A fim de comprovar a técnica de aquisição de níveis de oximetria definida para o projeto, algumas medições no circuito analógico foram realizadas em laboratório. Os componentes utilizados na leitura dos sinais analógicos podem ser visualizados na Figura 31. Onde foram utilizados equipamentos como osciloscópio da Tektronix (modelo TDS3054) e fonte de alimentação da HP (modelo E3631A).

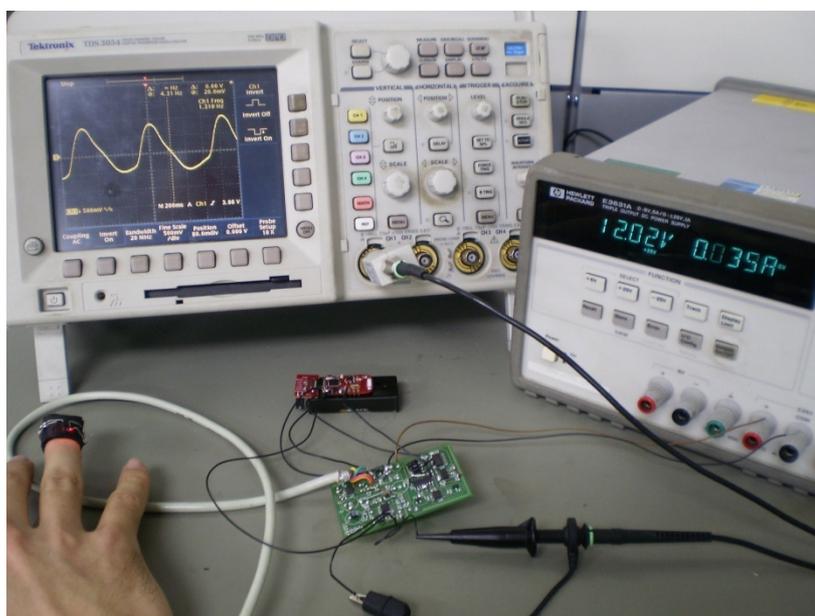


Figura 31 – Equipamentos utilizados e protótipo do oxímetro

Os testes iniciais em bancada do protótipo foram executados fixando a emissão de apenas um dos LEDs a cada ensaio para facilitar a aquisição do sinal fotopletiomográfico no osciloscópio, visualizado na Figura 31. Alguns pontos de verificação de importância foram determinados a fim de validar o circuito proposto do projeto. Na figura abaixo é apresentada uma seqüência do ciclo de PWM, plotado em amplitude por tempo, no ponto de Vcc(RED) do esquemático da Figura 24, apresentando os pulsos de alimentação de aproximadamente 1kHz, gerados para os LEDs.

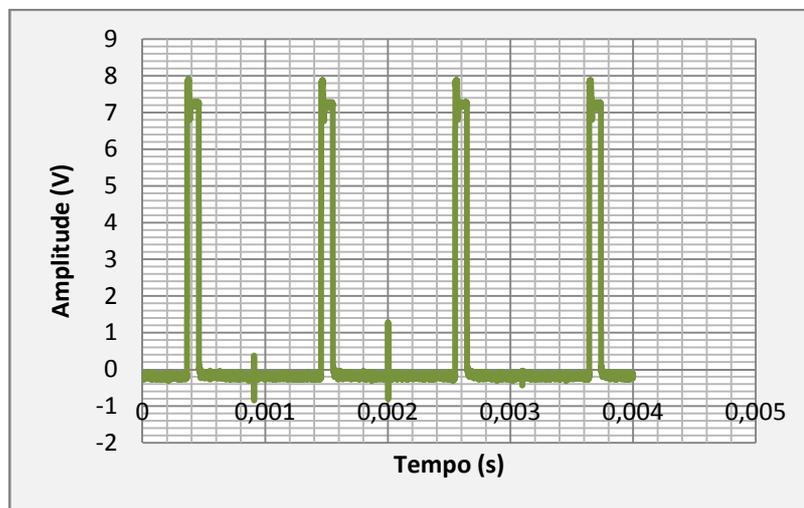


Figura 32 – Pulsos PWM gerados para o diodo vermelho

Como forma de melhorar a visualização de sinais PPG de amplitude mais baixa, foi utilizada a função de sinal AC do osciloscópio, por meio do qual não é exposto o nível de corrente contínua. As curvas geradas serão plotadas com o recurso de inversão de canal no equipamento, para que a análise e comparação dos dados sejam facilitadas. Abaixo segue o gráfico de amplitude por tempo referente à saída do conversor corrente-tensão no ponto V_LED da Figura 25 para o LED infravermelho. Na Figura é possível observar um sinal de amplitude menor que 100mV e com a presença de ruídos de frequência mais elevada, alguns inclusive resultantes do chaveamento dos diodos.

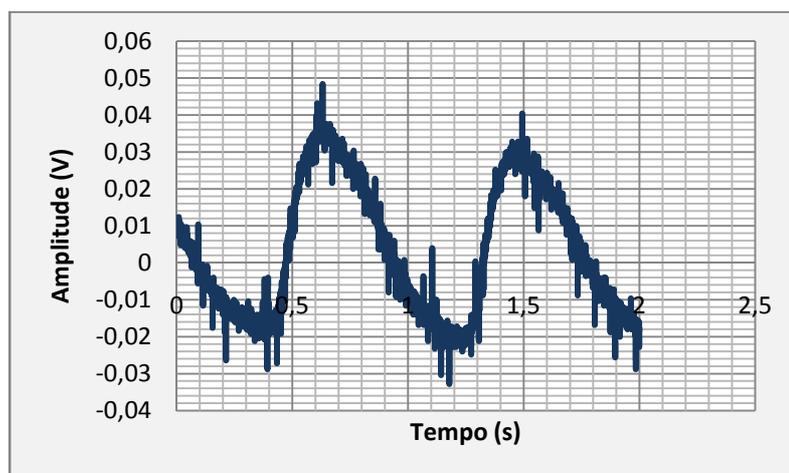


Figura 33 – Sinal de saída do conversor corrente-tensão com excitação do LED infravermelho

Na figura seguinte, Figura 34, é exposto o gráfico após o último estágio de condicionamento de sinal para o mesmo LED infravermelho. Nesse ponto de verificação (RED/INFRARED RX da Figura 27), o sinal de saída é resultante de duas etapas de amplificação e de uma etapa de filtragem de passa-baixas. Por meio do sinal obtido, é possível verificar que a faixa máxima de excursão de sinal no conversor AD será bem aproveitada com uma variação máxima de 2,5V na sua entrada. Na Figura 35 é apresentado para as mesmas características, mas para o LED vermelho. Em ambos os casos, ficam bem claras as formas de onda com os dois pontos mais evidentes durante os ciclos de pulsação sanguínea gerados pelo coração: a sístole, correspondente ao pico de sinal, e a diástole, verificada a partir do primeiro ponto de interrupção de derivada negativa, após o pico de amplitude.

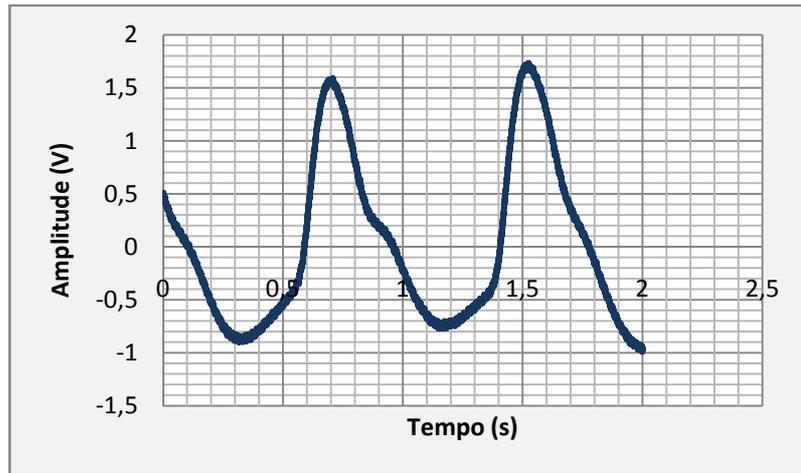


Figura 34 – Sinal condicionado referente ao LED infravermelho

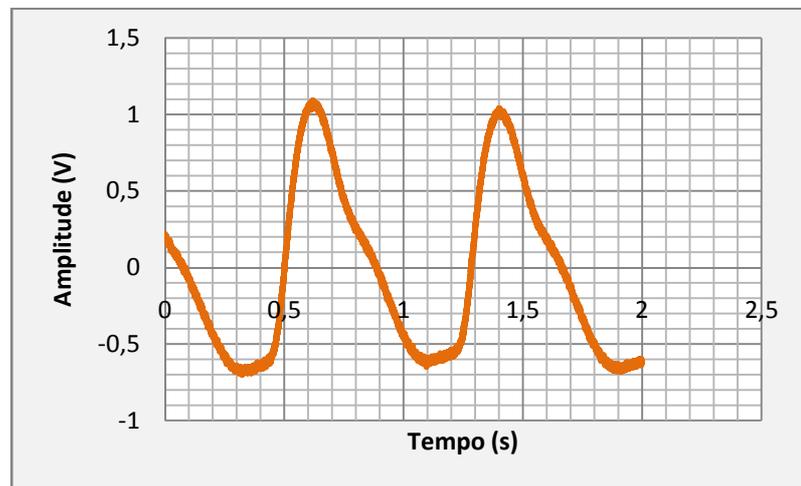


Figura 35 – Sinal referente ao LED vermelho

Dos gráficos obtidos com o auxílio do osciloscópio, verifica-se que o sinal gerado no sensor encontra-se com condicionamento adequado para aplicação no microcontrolador e condizente com os resultados esperados em teoria, permitindo que por meio do firmware desenvolvido seja possível realizar os cálculos necessários para a obtenção dos níveis de oximetria, estabelecidos a partir da utilização do gráfico da Figura 6 e a taxa “r” adquirida com os níveis de tensão medidos. Além disso, a tomada de batimentos cardíacos também ficará disponível a partir de programação adequada no microcontrolador, já que o sinal obtido com os LEDs possui intrinsecamente a variação de volume sanguíneo proporcional aos pulsos

cardíacos. A solução encontrada via software para satisfazer tal obtenção de sinal foi elaborar rotinas que analisassem o intervalo de tempo entre as maiores variações de sinal (derivada máxima) entre duas amostras, dentro de um período fixo de amostragem, definindo assim os bpm.

No gráfico da figura seguinte, é exposto o desenvolvimento em função do tempo dos batimentos cardíacos (vermelho) e da oximetria (azul) para um teste em esteira de uma pessoa saudável de 82Kg, mas com baixo condicionamento físico. A atividade física do teste consistia numa corrida a 7km/h durante 16 minutos.

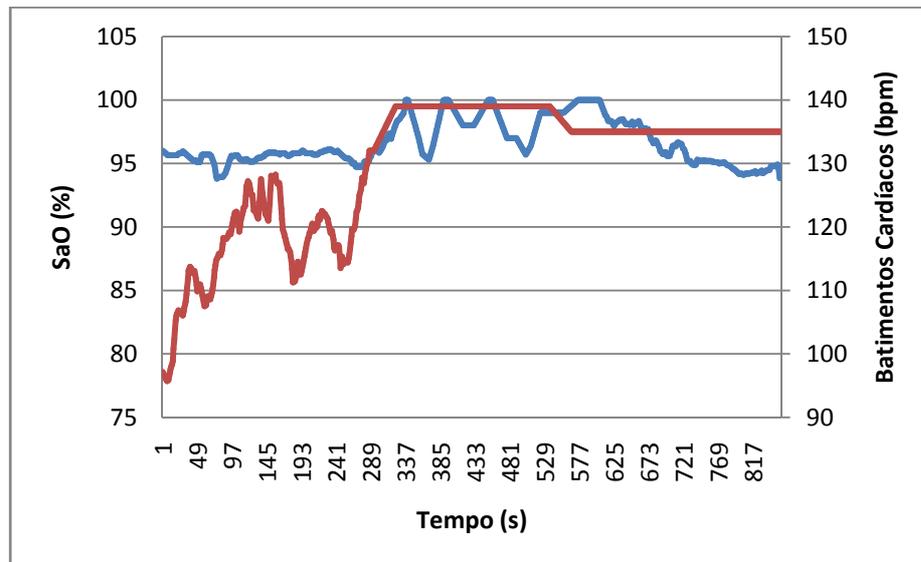


Figura 36 - Gráfico BPMxTempo e SaO₂xTempo

Do gráfico acima, embora constituído de certa magnitude de ruído, percebe-se um comportamento característico para tal tipo de pessoa. Na atividade, o indivíduo atingiu seu pico de geração de energia após 6 minutos do início do exercício, juntamente com a elevação dos batimentos cardíacos, e manteve tal índice por aproximadamente 5 minutos, onde, a partir desse instante, seu rendimento diminuiu, caracterizando o estado de cansaço.

Na seção 7.3 é exposta a Figura 39, que consiste em um exemplo de aquisição de alguns resultados obtidos a partir dos cálculos de taxa de oximetria e frequência cardíaca, visualizando-os pela janela do HyperTerminal, cuja transmissão dos dados ocorre de forma *wireless*.

7.2 MEDIDOR DE GASTO CALÓRICO

Os testes realizados para verificação do dispêndio de calorías ficam a cargo da realização de exercícios físicos e monitoração dos dados recebidos no PC. Dois tipos de atividades foram desenvolvidas a fim de se obter uma análise e comparação de resultados: caminhada (Figura 37) e corrida (Figura 38). Os ensaios foram realizados por um período de 8 minutos para corrida e 12 minutos de caminhada, para um Indivíduo A, com massa corporal de 75kg, realizando a atividade com velocidades constantes de 3km/h e 7km/h, respectivamente. A resposta no tempo pode ser vista nos dois gráficos das figuras abaixo, obtidos dos dados colhidos no elemento controle e importados no Excel.

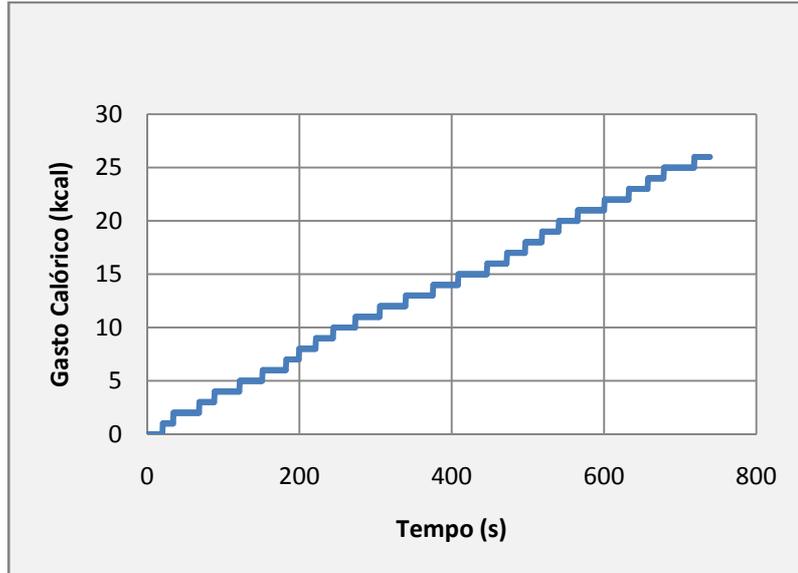


Figura 37 - Teste para gasto calórico em uma caminhada

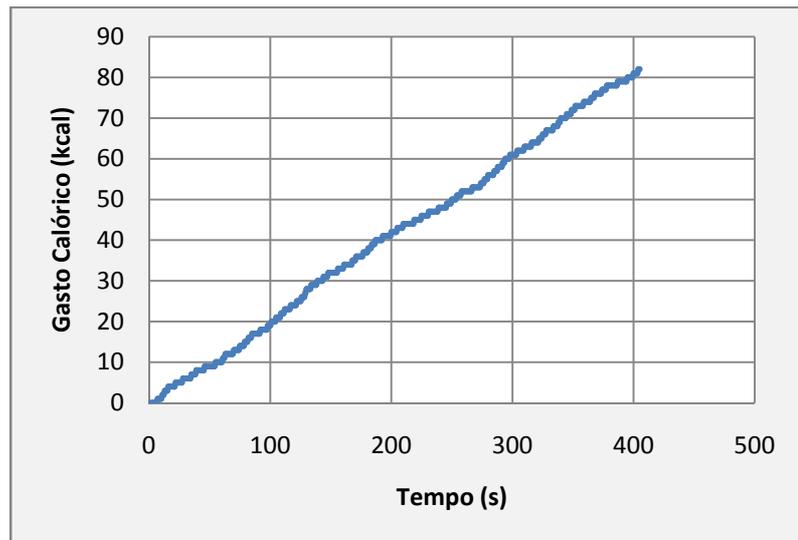


Figura 38 - Teste para gasto calórico em uma corrida

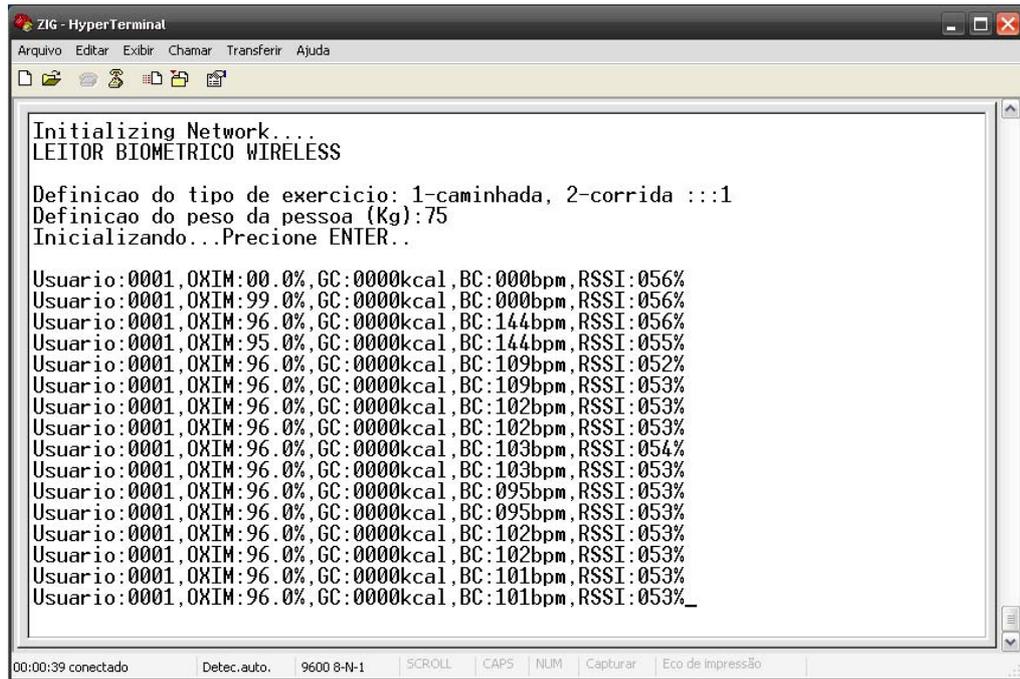
7.3 FIRMWARE

O firmware embarcado nos elementos sensores e controle foram desenvolvidos através de Linguagem C e utilizando a ferramenta IAR de depuração e desenvolvimento do fabricante

Texas Instruments. Tal programa foi desenvolvido diferentemente para os dois dispositivos em questão, pois eles possuem finalidades diferentes dentro do sistema proposto.

O elemento sensor possui funções de aquisição dos sinais analógicos gerados pelos sensores, além de realizar cálculos de taxa “r” e velocidade instantânea, bem como a comunicação wireless através de programação do *transceiver* contido na plataforma de desenvolvimento e outras rotinas necessárias para o projeto. O *transceiver* foi configurado na modulação 2-FSK, na qual apresenta a melhor sensibilidade de recepção dentro das possíveis para o componente e potência máxima de transmissão de +1dBm. Em testes, o dispositivo obteve uma distância máxima de comunicação entre os elementos controle e recepção de 15 metros em ambiente *indoor* e 60 metros para ambiente *outdoor*, representando valores muito aquém do estipulado por *datasheet*, contudo, esses alcances se verificaram suficientes para os propósitos do projeto e testes elaborados para os resultados.

O elemento controle é incumbido de receber os dados digitais, oriundos de elementos sensores agregados no sistema, além de condicionar as informações de forma pertinente para visualização via PC, por meio de uma comunicação serial bidirecional entre o microcontrolador e uma porta serial de um computador (interface USB). O Anexo A e o Anexo B contêm os códigos desenvolvidos em Linguagem C de programação, de forma comentada, para os dois dispositivos em questão. Neles estão as rotinas destinadas para cálculo de taxa de oxigenação, número de batimentos cardíacos e velocidade instantânea, com apresentação para fácil visualização. Na figura abaixo segue a janela do HyperTerminal, onde é exposto um exemplo de exibição dos dados coletados, com o software de configuração desenvolvido especificadamente para o projeto. Através da captação das informações geradas, é possível levantar tabelas e gráficos, separando os dados que são pertinentes e que foram armazenados durante a realização de uma atividade física de forma direta e prática.



The image shows a HyperTerminal window titled "ZIG - HyperTerminal". The window contains the following text:

```
Initializing Network...
LEITOR BIOMETRICO WIRELESS

Definicao do tipo de exercicio: 1-caminhada, 2-corrída :::1
Definicao do peso da pessoa (Kg):75
Inicializando...Precione ENTER..

Usuario:0001,OXIM:00.0%,GC:0000kcal,BC:000bpm, RSSI:056%
Usuario:0001,OXIM:99.0%,GC:0000kcal,BC:000bpm, RSSI:056%
Usuario:0001,OXIM:96.0%,GC:0000kcal,BC:144bpm, RSSI:056%
Usuario:0001,OXIM:95.0%,GC:0000kcal,BC:144bpm, RSSI:055%
Usuario:0001,OXIM:96.0%,GC:0000kcal,BC:109bpm, RSSI:052%
Usuario:0001,OXIM:96.0%,GC:0000kcal,BC:109bpm, RSSI:053%
Usuario:0001,OXIM:96.0%,GC:0000kcal,BC:102bpm, RSSI:053%
Usuario:0001,OXIM:96.0%,GC:0000kcal,BC:102bpm, RSSI:053%
Usuario:0001,OXIM:96.0%,GC:0000kcal,BC:103bpm, RSSI:054%
Usuario:0001,OXIM:96.0%,GC:0000kcal,BC:103bpm, RSSI:053%
Usuario:0001,OXIM:96.0%,GC:0000kcal,BC:095bpm, RSSI:053%
Usuario:0001,OXIM:96.0%,GC:0000kcal,BC:095bpm, RSSI:053%
Usuario:0001,OXIM:96.0%,GC:0000kcal,BC:102bpm, RSSI:053%
Usuario:0001,OXIM:96.0%,GC:0000kcal,BC:102bpm, RSSI:053%
Usuario:0001,OXIM:96.0%,GC:0000kcal,BC:101bpm, RSSI:053%
Usuario:0001,OXIM:96.0%,GC:0000kcal,BC:101bpm, RSSI:053%
```

The status bar at the bottom of the window shows: 00:00:39 conectado, Detec.auto., 9600 8-N-1, SCROLL, CAPS, NUM, Capturar, Eco de Impressão.

Figura 39 - Visualização das leituras obtidas pelo HyperTerminal do Windows

8. CONCLUSÃO

Comprovadas as técnicas de aquisição de sinais biométricos, sem a necessidade da utilização de métodos invasivos e de restrição de movimentos com a utilização de comunicação *wireless*, fica a certeza da empregabilidade do dispositivo projetado em processos de análise de condicionamento físico por meios dinâmicos.

As arquiteturas que foram propostas ao longo do trabalho se mostraram eficientes e de certa forma precisas para se obter um protótipo confiável o suficiente para que possa ser demonstrada a viabilidade na aplicação dos métodos estudados. A implementação de um medidor de oximetria, um medidor de batimentos cardíacos e um medidor de velocidade instantânea mostraram bons resultados iniciais nas depurações, a partir dos testes e análises relatados nos resultados de projeto. No entanto para aplicações futuras, onde a confiabilidade e precisão necessitem de aprimoramentos (tornando as análises mais definidas sobre o preparo físico de pessoas) determinadas alterações podem ser viabilizadas no projeto. Servindo a arquitetura, proposta inicialmente, de base para tal execução.

Uma das formas de se aumentar a precisão dos instrumentos, tendo-se uma aquisição de dados mais próxima do ideal, seria através da utilização de processadores digitais de sinal (DSP). Isso foi constatado ao longo do projeto quando, utilizando-se de um microcontrolador de baixo custo e com certa limitação de recursos, como memória e *clock* de barramento, a aquisição dos sinais analógicos gerados mostrou-se extremamente custosa para o microcontrolador, restringindo, de forma geral, a precisão na obtenção de todos os dados relevantes nos cálculos das informações.

Essa solução seria mais interessante como o emprego de outras famílias de microprocessadores, que apresentem recursos mais aprimorados, inclusive no processamento

de sinais, como os que incorporam a arquitetura ARM9, dos fabricantes Texas Instruments, National e Freescale Company.

Outra característica importante, constatada na depuração do projeto, são as variáveis de erros inseridas com a utilização de cabeamento entre sensor e microcontrolador. Essa observação tornou-se mais evidente na aplicação com o acelerômetro, principalmente nos quesitos relacionados com sua alimentação. O acelerômetro possui sua sensibilidade de sensoriamento que é proporcional a sua alimentação DC. Logo, variações em sua tensão de suprimento causarão efeitos de ruído nas saídas de tensão relacionadas a cada eixo. Na análise de protótipo, foram inseridos filtros passa-baixas que ajudaram na eliminação de boa parte desse problema, contudo, uma boa opção seria inserir uma fonte linear própria e junto ao acelerômetro. Isso traria melhoramentos significativos nas medições com o sensor, já que o PSRR (Power Supply Rejection Rate), característica elevada em reguladores lineares, atuaria de forma mais contundente que um simples filtro na alimentação do mesmo.

Métodos mais pontuais de se realizar a calibração do instrumento também devem ser estudados para empregar no produto, mais especificamente com a utilização de conversores digital-analógico, os quais inclusive estão presentes no microcontrolador aplicado no projeto.

Com relação à técnica empregada para cálculo da velocidade, a partir de informações geradas no acelerômetro, ficou comprovado nos resultados de testes efetuados que o sensor apresentou-se pouco preciso, principalmente nos casos em que a velocidade no desenvolvimento do exercício seja muito variável. Isso introduziria erros na medição de gasto calórico. Uma forma de aperfeiçoar a precisão de tal informação seria realizar o modelamento matemático de tal sensor, adquirindo, assim, os parâmetros necessários para compor a função de saída do sistema, no caso composto pelo acelerômetro, cuja entrada é o movimento e a saída é a tensão.

Quanto às questões relacionadas com o oxímetro, nas pesquisas relacionadas aos componentes que seriam inseridos no projeto, foram encontrados produtos como diodos emissores de infravermelho e vermelho no mesmo encapsulamento, como o modelo PDI-E833 do fabricante API, inclusive nos mesmos comprimentos de onda utilizados no projeto, mas que garantiriam melhoras principalmente no quesito mecânico de posicionamento dos LEDs. Existem também circuitos integrados próprios e já ajustados em ganho para a conversão corrente-tensão, empregado no circuito de recepção. Tais componentes não foram inseridos no trabalho por questões de custo e de dificuldade de aquisição, mas, visando desenvolver o protótipo gerado, essas soluções dariam um caráter mais charmoso na solução de circuito.

Quanto aos ruídos gerados durante os movimentos da atividade física e relatados nos resultados, algumas observações como uma fixação correta do sensor deve ser observada com cuidado. Mas, outros estudos, aplicando inclusive métodos por reflexão do feixe luminoso seriam interessantes como comparativo de ruído gerado, principalmente pelo fato desse método eliminar alguns parâmetros intrínsecos na região de medição, como ossos, que atenuam consideravelmente os dois comprimentos de onda.

Enfim, essas conclusões foram obtidas a partir do primeiro contato com o circuito, projetado a partir de uma pesquisa sistêmica com relação à teoria que envolve tais tipos de sensores e kits de depuração. Uma seqüência no desenvolvimento no projeto, incluindo os conhecimentos obtidos e relatados no trabalho, acarretaria melhoras significativas nos objetivos visados, passando o projeto para a categoria de produto.

REFERÊNCIAS

- [1] Takatani, S.; Ling, J. **“Optical oximetry sensors for whole blood and tissue”**. *Engineering in Medicine and Biology Magazine*, julho/julho 1994, volume 13, número 3. Páginas 347-357. ISSN: 07395175.
- [2] Disponível em: <<http://www.oximetry.org>>. Acessado em: 20 de setembro de 2009.
- [3] Zonios, George, Shankar, Uday, e Iyer, Vijay K. **“Pulse Oximetry Theory and Calibration for Low Saturations”**. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, volume 51, número 5, maio de 2004.
- [4] Severinghaus, J.W.; Naifeh, K. e Koh, S. **“Errors in 14 pulse oximeters during profound hypoxia”**. *J. Clin. Monit.*, volume 5, página 72 a 81, 1989.
- [5] Lee, W. W.; Mayberry, K.; Crapo, R. e Jensen, R. L. **“The accuracy of pulse oximetry in the emergency department”**. *Amer. J. Emergency Med.*, volume 18, página 427 a 431, 2000.
- [6] Solà, J.; Castoldi, S.; Chételat, O.; Correvon, M.; Dasen, S.; Droz, S.; Jacob, N.; Neumann, R. Kormann V.; Perrenoud, A.; Pilloud, P.; Verjus, C. e Viardot, G. **“SpO2 Sensor Embedded in a Finger Ring: design and implementation”**. Ln: Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference, New York City, USA, 2006.
- [7] El-Khoury M.; Solà, J.; Neuman V. e Krauss, J. **“Portable SpO2 monitor: a fast response approach”**. Swiss Center for Electronics and Microtechnology (CSEM), 2007.
- [8] Andrade, Luiz Augusto Kalva e Gewehr, Pedro Miguel. **“Desenvolvimento de um Sistema de Aquisição e Processamento de Sinais para Oximetria de Pulso”**. Ln: 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Curitiba, Paraná, 2006. ISBN: 978-85-60064-13-7.
- [9] Nitzan, Meir e Taitelbaum, Haim. **“The Measurement of Oxygen Saturation in Arterial and Venous Blood”**. *IEEE Instrumentation & Measurement Magazine*, junho de 2008, páginas 9 a 13.
- [10] Jang, Yongwon; Jung, M. W.; Kang, Jaemin e Kim, Hee Chan. **“An Wearable Energy Expenditure Analysis System based on the 15-channel Whole-body Segment Acceleration Measurement”**. Ln: Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, Shanghai, China, setembro de 2005.
- [11] Disponível em: <<http://www.acsm.org>>. Acessado em: 25 de agosto de 2009.
- [12] **“Physical Activity and Public Health: Updated Recommendation for Adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association”**. 2004, 12 páginas. Disponível em: <http://www.acsm.org/AM/Template.cfm?Section=Home_Page&Template=/CM/ContentDisplay.cfm&ContentID=7788>. Acessado em: 5 de setembro de 2009.

[13] Ryu, Nanami; Kawahawa; Yoshihiro e Asami, Tohru. “**A Calorie Count Application for a Mobile Phone Based on METS Value**”. IEEE Article, 2008.

[14] Disponível em: <<http://www.ipaq.ki.se/ipaq.htm>>. Acessado em: 1 de outubro de 2009.

[15] Pedrosa RG; Donato Jr J; Araújo Jr JÁ e Tirapegui J. “**Gasto Energético: componentes, fatores determinantes e mensuração**”. In: Angelis RC, Tirapegui J, organizador. Fisiologia da nutrição humana: aspectos básicos, aplicados e funcionais, 1 ed. São Paulo: Atheneu; 2007.

[16] McArdle, William D.; Katch, Frank I. e Katch, Victor L. “**Essentials of exercise physiology**”. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2006, edição 3, 753 páginas. Páginas 233 a 279.

[17] **McArdle, William D.; Katch, Frank I. e Katch, Victor L.** “Exercise physiology: energy, nutrition, and human performance”. Philadelphia: **Lippincott Williams & Wilkins, 2007, edição 6, 1059 páginas. Páginas 170 a 254.**

[18] Sedra, Adel S. e Smith, Kenneth C. “**Microeletrônica**”. São Paulo: Makron Books, 2000. 1270 páginas. ISBN: 8534610444.

[19] **LED55B**: GaAs Infrared Emitting Diode. [S.1]: Fairchild Semiconductor Corporation, 2001. 4p. Disponível em: <<http://www.fairchildsemi.com/ds/LE/LED55B.pdf>>. Acessado em: 22 de setembro de 2009.

[20] **L-934SRC-G**: T-1 (3mm) Solid State Lamp. [S.1]: KingBright Eletronics Corporation, 2006. 3p. Disponível em: <<http://www.farnell.com/datasheets/30119.pdf>>. Acessado em: 22 de setembro de 2009.

[21] **Altium Designer**, versão 6. Altium: <<http://www.altium.com>>, 2009.

[22] **LM2904**: Low Power Dual Operational Amplifiers. [S.1]: National Semiconductor, 2005. 25p. Disponível em: <<http://www.national.com/mpf/LM/LM2904.html>>. Acessado em 22 de setembro de 2009.

[23] **SI2315BDS**: P-Channel 1.8-V(G-S) Mosfet. [S.1]: Vishay Siliconix, 2008. 6p. Disponível em: <<http://www.vishay.com/docs/72014/72014.pdf>>. Acessado em: 22 de setembro de 2009.

[24] **TimeGen** – Time Diagram Software, versão 3.1. XFusion Software: <<http://www.xfusionsoftware.com/>>, 2008.

[25] Nascimento, A. R. Z.; Almeida, J. C. J. de; Ferreira, E. C.; Filho, O. V. A; Mattei, A. L. P. “**Circuitos Amplificadores de Transimpedância Integrados a Fotodiodos**”. Revista Científica Periódica – Telecomunicações, volume 2, número 2, setembro de 1999. 8p. ISSN 15162338.

[26] **BPW34B**: Silicon PIN Photodiode with Enhanced Blue Sensitivity. [S.1]: Osram Opto Semiconductors, 2007. 7p. Disponível em: <<http://catalog.osram->

os.com/catalogue/catalogue.do;jsessionid=F83AD3D1AC21217F3630193283303614?act=downloadFile&favOid=02000002000088d4000200b6>. Acessado em: 22 de setembro de 2009.

[27] Kandasway A., Pittet Andre. “**Analog Electronics**”. India, New Delhi: PHI Learning Pvt. Ltd., 2005. 352p. ISBN: 8120327845.

[28] **RFSIM99** - Simulation, calcul the conception of the filters, versão 1.05. HyDesign: <www.hydesign.co.uk>, 2008.

[29] Alexander, Charles K.; Sadiku, Matthew N.O. “**Fundamentos de circuitos elétricos**”. São Paulo: Bookman, 2003. 857p. ISBN: 8536302496.

[30] Northrop, Robert B. “**Analysis and application of analog electronic circuits to biomedical instrumentation**”. Florida: CRC Press LLC, 2004. 547p. ISBN: 0849321433.

[31] **DG441** - Monolithic, Quad SPST, CMOS Analog Switches. [S.1]: Intersil Americas Inc, 2006. 14p. Disponível em: <<http://www.intersil.com/data/fn/fn3281.pdf>>. Acessado em: 22 de setembro de 2009.

[32] Application Note: “**Implementing Positioning Algorithms Using Accelerometers**”. Freescale Semiconductor, número 3397 (AN3397), fevereiro de 2007.

[33] **EZ430-RF2500** – MSP430 Wireless Development Tool. [S.1]: Texas Instruments, abril de 2009. 24p. Disponível em: <<http://focus.ti.com/lit/ug/slau227e/slau227e.pdf>>. Acessado em: 20 de agosto de 2009.

[34] **SimpliciTI** – Network Protocol for Sub- 1GHz, 2,4GHz and IEEE 802.15.4 RF Ics. [S.1]: Texas Instruments, 2008. Disponível em: <http://www.ti.com/corp/docs/landing/simpliciTI/index.htm?DCMP=hpa_rf_general&HQS=NotApplicable+OT+simpliciTI>. Acessado em: 20 de agosto de 2009.

[35] **CC2500** - Low-Cost Low-Power 2.4 GHz RF Transceiver. [S.1]: Texas Instruments, 2009. 96p . Disponível em: <<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/cc2500.pdf>>. Acessado em: 15 de setembro de 2009.

[36] **MSP430F2274** – Mixed Signal Microcontroller. [S.1]: Texas Instruments, junho de 2009. 79p. Disponível em: <<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/msp430f2274-ep.pdf>>. Acessado em: 15 de outubro de 2009.

[37] Bueno, Francisco da Silveira. “**Minidicionário da Língua Portuguesa**”. São Paulo: FTD S.A., 1996. 703p. ISBN: 8532216935.

ANEXO A

```

/*****LEITOR BIOMÉTRICO WIRELESS*****/
/*****ELEMENTO CONTROLE - VERSÃO 7*****/
#include "bsp.h"
#include "mrfi.h"
#include "bsp_leds.h"
#include "bsp_buttons.h"
#include "nwk_types.h"
#include "nwk_api.h"
#include "nwk_frame.h"
#include "nwk.h"
#include "msp430x22x4.h"
#include "vlo_rand.h"

#define MESSAGE_LENGTH 5
void TXString( char* string, int length );
void MCU_Init(void);
void transmitData(int addr, signed char rssi, char msg[MESSAGE_LENGTH] );
void transmitDataString(char addr[4],char rssi[3], char msg[MESSAGE_LENGTH]);
void createRandomAddress();
__no_init volatile int tempOffset @ 0x10F4; // Temperature offset set at production
__no_init volatile char Flash_Addr[4] @ 0x10F0; // Flash address set randomly
// reserve space for the maximum possible peer Link IDs
static linkID_t sLID[NUM_CONNECTIONS];
static uint8_t sNumCurrentPeers;

// callback handler
static uint8_t sCB(linkID_t);

// work loop semaphores
static uint8_t sPeerFrameSem;
static uint8_t sJoinSem;
static uint8_t sSelfMeasureSem;

// mode data verbose = default, deg F = default

/**VARIABLES GLOBAIS**/
char degCMode = 0;
int canal = 0;
int peso = 0;
long GC = 0;
float gasto = 0;
float funcao = 0;
int nn=0;
int oxi = 0;
int oxi_ant = 0;
float rate_oxi=0;
char buffer[5];
int bpm_ant = 0;
long tempo_ex=0;
int cont_media_bpm=0;
int soma_bpm=0;
int cont_oxi=0;
int cont_bpm=0;
float velo = 0;
float rate = 0;
int bpm = 0;

```

```

void main (void)
{
  addr_t lAddr;
  bspIState_t intState;

  WDTCTL = WDTPW + WDTHOLD;          // Stop WDT
  {
    // delay loop to ensure proper startup before SimpliciTI increases DCO
    // This is typically tailored to the power supply used, and in this case
    // is overkill for safety due to wide distribution.
    volatile int i;
    for(i = 0; i < 0xFFFF; i++){}
  }
  if( CALBC1_8MHZ == 0xFF )          // Do not run if cal values are erased
  {
    volatile int i;
    P1DIR |= 0x03;
    BSP_TURN_ON_LED1();
    BSP_TURN_OFF_LED2();
    while(1)
    {
      for(i = 0; i < 0x5FFF; i++){}
      BSP_TOGGLE_LED2();
      BSP_TOGGLE_LED1();
    }
  }

  BSP_Init();

  if( Flash_Addr[0] == 0xFF &&
      Flash_Addr[1] == 0xFF &&
      Flash_Addr[2] == 0xFF &&
      Flash_Addr[3] == 0xFF )
  {
    createRandomAddress();           // set Random device address at initial startup
  }
  lAddr.addr[0]=Flash_Addr[0];
  lAddr.addr[1]=Flash_Addr[1];
  lAddr.addr[2]=Flash_Addr[2];
  lAddr.addr[3]=Flash_Addr[3];
  SMPL_Iocctl(IOCTL_OBJ_ADDR, IOCTL_ACT_SET, &lAddr);

  MCU_Init();
  //Transmit splash screen and network init notification
  TXString( "\r\nInitializing Network....", 26 );

  SMPL_Init(sCB);

  // network initialized
  TXString( "Done\r\n", 6);

  /*****
   //ROTINA RECEBE DADO HT
   while(buffer[nn]!=13);

  //Zera buffer
  do {
    buffer[nn]=0;
    nn--;
  }while(nn!=0);
  *****/

```

```

buffer[nn]=0;

char out1[] = {"\r\nLEITOR BIOMETRICO WIRELESS\n"};
TXString(out1, sizeof out1 );
char out2[] = {"\r\nDefinicao do tipo de exercicio: 1-caminhada, 2-corrida :::"};
TXString(out2, sizeof out2 );

while(buffer[nn]!=13);
canal = buffer[1]-48;

//Zera buffer
do {
    buffer[nn]=0;
    nn--;
} while(nn!=0);
buffer[nn]=0;

char out3[] = {"\r\nDefinicao do peso da pessoa (Kg):"};
TXString(out3, sizeof out3 );

while(buffer[nn]!=13);
if(nn>=5){main();}
if(nn==4)
{peso = buffer[3]-48 + (buffer[2]-48)*10 + (buffer[1]-48)*100;}
if(nn==3)
{peso = buffer[2]-48 + (buffer[1]-48)*10;}

//Zera buffer
do {
    buffer[nn]=0;
    nn--;
} while(nn!=0);
buffer[nn]=0;

char out4[] = {"\r\nInicializando...Precione ENTER..\n"};
TXString(out4, sizeof out4 );
while(buffer[nn]!=13);

//Zera buffer
do {
    buffer[nn]=0;
    nn--;
} while(nn!=0);
buffer[nn]=0;
/*****/
// main work loop
while (1)
{
    // Wait for the Join semaphore to be set by the receipt of a Join frame from a
    // device that supports and End Device.

    if (sJoinSem && (sNumCurrentPeers < NUM_CONNECTIONS))
    {
        // listen for a new connection
        SMPL_LinkListen(&sLID[sNumCurrentPeers]);
        sNumCurrentPeers++;
        BSP_ENTER_CRITICAL_SECTION(intState);
        if (sJoinSem)
        {
            sJoinSem--;
        }
    }
}

```

```

    }
    BSP_EXIT_CRITICAL_SECTION(intState);
}

// if it is time to measure our own temperature...
if(sSelfMeasureSem)
{
    //transmitDataString(addr, rssi, msg );
    BSP_TOGGLE_LED1();
    sSelfMeasureSem = 0;
}

// Have we received a frame on one of the ED connections?
// No critical section -- it doesn't really matter much if we miss a poll
if (sPeerFrameSem)
{
    uint8_t  msg[MAX_APP_PAYLOAD], len, i;

    // process all frames waiting
    for (i=0; i<sNumCurrentPeers; ++i)
    {
        if (SMPL_Receive(sLID[i], msg, &len) == SMPL_SUCCESS)
        {
            ioctlRadioSiginfo_t sigInfo;
            sigInfo.lid = sLID[i];
            SMPL_Ioctl(IOCTL_OBJ_RADIO, IOCTL_ACT_RADIO_SIGINFO, (void *)&sigInfo);
            transmitData( i, (signed char)sigInfo.sigInfo[0], (char*)msg );
            BSP_TOGGLE_LED2();
            BSP_ENTER_CRITICAL_SECTION(intState);
            sPeerFrameSem--;
            BSP_EXIT_CRITICAL_SECTION(intState);
        }}}

/*-----*/
void createRandomAddress()
{
    unsigned int rand, rand2;
    do
    {
        rand = TI_getRandomIntegerFromVLO(); // first byte can not be 0x00 or 0xFF
    }
    while( (rand & 0xFF00)==0xFF00 || (rand & 0xFF00)==0x0000 );
    rand2 = TI_getRandomIntegerFromVLO();

    BCSCCTL1 = CALBC1_1MHZ;           // Set DCO to 1MHz
    DCOCTL = CALDCO_1MHZ;
    FCTL2 = FWKEY + FSSEL0 + FN1;     // MCLK/3 for Flash Timing Generator
    FCTL3 = FWKEY + LOCKA;           // Clear LOCK & LOCKA bits
    FCTL1 = FWKEY + WRT;             // Set WRT bit for write operation

    Flash_Addr[0]=(rand>>8) & 0xFF;
    Flash_Addr[1]=rand & 0xFF;
    Flash_Addr[2]=(rand2>>8) & 0xFF;
    Flash_Addr[3]=rand2 & 0xFF;

    FCTL1 = FWKEY;                   // Clear WRT bit
    FCTL3 = FWKEY + LOCKA + LOCK;    // Set LOCK & LOCKA bit
}

/*-----*/

```

```

void transmitData(int addr, signed char rssi, char msg[MESSAGE_LENGTH] )
{
  char addrString[4];
  char rssiString[3];
  volatile signed int rssi_int;

  addrString[0] = '0';
  addrString[1] = '0';
  addrString[2] = '0'+(((addr+1)/10)%10);
  addrString[3] = '0'+((addr+1)%10);
  rssi_int = (signed int) rssi;
  rssi_int = rssi_int+128;
  rssi_int = (rssi_int*100)/256;
  rssiString[0] = '0'+(rssi_int%10);
  rssiString[1] = '0'+((rssi_int/10)%10);
  rssiString[2] = '0'+((rssi_int/100)%10);

  transmitDataString( addrString, rssiString, msg );
}

/*-----*/
void transmitDataString(char addr[4],char rssi[3], char msg[MESSAGE_LENGTH] )
{
  char temp_string[5]; //gasto
  char temp2_string[6]; //oximetria
  char temp3_string[3]; //batimentos

  //valores recibidos dos elementos sensores
  velo = msg[0] + msg[1]*256;
  rate = msg[2] + msg[3]*256;
  bpm = msg[4];

  /*****DEFINE OXIMETRIA*****/
  rate_oxi = rate/1000;
  oxi = -22.26*rate_oxi + 118.2;

  if(rate!=0)
  { rate_oxi = rate/1000;
    oxi = -22.26*rate_oxi + 118.2;

  }else
  {oxi=0;}
  if(oxi>100)
  {oxi=oxi_ant;}
  else
  {if(oxi<80)
  {oxi=oxi_ant;
  cont_oxi++;}
  else
  {oxi_ant = oxi;
  cont_oxi=0;}
  }
  if(cont_oxi<6)
  {oxi *= 10;}
  else
  {oxi=0;}

  /*****DEFINE GASTO CALORICO*****/

```

```

velo = velo/100;

switch (canal)
{
case 1:
  {//caminhada
    if(velo>=0.05)          //offset
    {funcao = 1.707*velo*velo - 1.278*velo + 2.2;}
    else
    {funcao = 0;}
    break;
  }
case 2:
  {//corrida
    if(velo>=0.05)          //offset
    {funcao = 3.55*velo + 0.525;}
    else
    {velo = 0;}
    break;
  }
default:
  {break;}
}
gasto = gasto + (funcao)*peso*0.00029166; //0.000278    //3,5/(200*60)
GC = gasto;

/*****DEFINE BATIMENTOS*****/
if(bpm>180)
{
  bpm = bpm_ant;
  cont_bpm++;
}
else
{
  if(bpm<50)
  {bpm = bpm_ant;
  cont_bpm++;
  }
  else
  {bpm_ant = bpm;
  cont_bpm=0;}}

if(cont_bpm<10)
{}
else
{bpm=0;}

/*****
//Conversão número para ASCII
temp3_string[2] = '0'+(bpm%10);
temp3_string[1] = '0'+((bpm/10)%10);
temp3_string[0] = '0'+((bpm/100)%10);

if( ((oxi/1000)%10) != 0 )
{
  temp2_string[0] = '0'+((oxi/1000)%10);
}
else {temp2_string[0] = 0;}
temp2_string[4] = '0'+(oxi%10);
temp2_string[2] = '0'+((oxi/10)%10);

```

```

temp2_string[1] = '0'+((oxi/100)%10);

if( ((GC/10000)%10) != 0 )
{
temp_string[0] = '0'+((GC/10000)%10);
}else{temp_string[0] = 0;}

temp_string[4] = '0'+(GC%10);
temp_string[3] = '0'+((GC/10)%10);
temp_string[2] = '0'+((GC/100)%10);
temp_string[1] = '0'+((GC/1000)%10);

//Formação da Frase para transferência
char output_verbose[] = {"\r\nUsuario:XXXX,OXIM:XXX.X%,GC:
XXXXkcal,BC:XXXbpm,RSSI:XXX%"};

output_verbose[10] = addr[0];
output_verbose[11] = addr[1];
output_verbose[12] = addr[2];
output_verbose[13] = addr[3];

output_verbose[20] = temp2_string[0];
output_verbose[21] = temp2_string[1];
output_verbose[22] = temp2_string[2];
output_verbose[24] = temp2_string[4];

output_verbose[30] = temp_string[0];
output_verbose[31] = temp_string[1];
output_verbose[32] = temp_string[2];
output_verbose[33] = temp_string[3];
output_verbose[34] = temp_string[4];

output_verbose[43] = temp3_string[0];
output_verbose[44] = temp3_string[1];
output_verbose[45] = temp3_string[2];

output_verbose[55] = rssi[2];
output_verbose[56] = rssi[1];
output_verbose[57] = rssi[0];

TXString(output_verbose, sizeof output_verbose ); //Envia
}

/*-----*/
void TXString( char* string, int length )
{
int pointer;
for( pointer = 0; pointer < length; pointer++)
{
volatile int i;
UCA0TXBUF = string[pointer];
while (!(IFG2&UCA0TXIFG)); // USCI_A0 TX buffer ready?
}
}

/*-----*/
void MCU_Init()
{
BCSCTL1 = CALBC1_8MHZ; // Set DCO
DCOCTL = CALDCO_8MHZ;
}

```

```

/*Definições de Timer A */
BCSCTL3 |= LFXT1S_2;           // LFXT1 = VLO
TACCTL0 = CCIE;               // TACCR0 interrupt enabled
TACCR0 = 12000;               // ~1 second
TACTL = TASSEL_1 + MC_1;      // ACLK, upmode

P3SEL |= 0x30;                 // P3.4,5 = USCI_A0 TXD/RXD
UCA0CTL1 = UCSSEL_2;          // SMCLK
UCA0BR0 = 0x41;               // 9600 from 8Mhz
UCA0BR1 = 0x3;
UCA0MCTL = UCBRS_2;
UCA0CTL1 &= ~UCSWRST;         // **Initialize USCI state machine**
IE2 |= UCA0RXIE;             // Enable USCI_A0 RX interrupt
__enable_interrupt();
}
/*-----*/
* Runs in ISR context. Reading the frame should be done in the
* application thread not in the ISR thread.
/*-----*/
static uint8_t sCB(linkID_t lid)
{
    if (lid)
    {
        sPeerFrameSem++;
    }
    else
    {
        sJoinSem++;
    }
    // leave frame to be read by application.
    return 0;
}

/*-----*/
* ADC10 interrupt service routine
/*-----*/
#pragma vector=ADC10_VECTOR
__interrupt void ADC10_ISR(void)
{__bic_SR_register_on_exit(CPUOFF); } // Clear CPUOFF bit from 0(SR)

/*-----*/
* Timer A0 interrupt service routine
/*-----*/
#pragma vector=TIMER_A0_VECTOR
__interrupt void Timer_A (void)
{sSelfMeasureSem = 1; }

/*-----*/
* USCIA interrupt service routine
/*-----*/
#pragma vector=USCIAB0RX_VECTOR
__interrupt void USCIO_RX_ISR(void)
{nn++;
buffer[nn] = UCA0RXBUF;
UCA0TXBUF = buffer[nn]; }

```

ANEXO B

```

//*****LEITOR BIOMÉTRICO WIRELESS*****
//*****ELEMENTO SENSOR - VERSÃO 9*****

```

```

#include "bsp.h"
#include "mrfi.h"
#include "nwk_types.h"
#include "nwk_api.h"
#include "bsp_leds.h"
#include "bsp_buttons.h"
#include "vlo_rand.h"
#include "math.h"

void linkTo(void);
void MCU_Init(void);
void calc_oximetria();
void calc_batimentos();
void calibra_acel();
//int converte_eixo_x();
//int converte_eixo_y();
int converte_eixo_z();
void mede_led();
void analise_dados();
void calc_velo();

// Definições de variáveis globais
int acel = 0;
int acel_ant = 0;
int velo=0;
int velo_ant=0;
char periodo_timer = 90; //Define período pwm
char comparador;
char contador_pwm;
char calibra=0;
int media_calibra = 0;
char ver_p4=0;
char para_mede=0;
float r = 0;
float results[3];
int data[288];
int contador=0;
int bpm=0;
int maior_vermelho=0;
int maior_infravermelho = 0;
char troca_marca = 1;
int marca_contador_1=0;
int marca_contador_2=0;
char marca = 0;
char tempo_tx=0;
char time_analise=0;
int dados=0;

__no_init volatile char Flash_Addr[4] @ 0x10F0; // Flash address set randomly
void createRandomAddress();

void main (void)
{
    addr_t lAddr;

```

```

WDTCTL = WDTPW + WDTHOLD;          // Para WatchDog
{
// delay loop to ensure proper startup before SimpliciTI increases DCO
// This is typically tailored to the power supply used, and in this case
// is overkill for safety due to wide distribution.
volatile int i;
}
if( CALBC1_8MHZ == 0xFF )          // Do not run if cal values are erased
{
volatile int i;
P1DIR |= 0x03;
BSP_TURN_ON_LED1();
BSP_TURN_OFF_LED2();
while(1)
{
BSP_TOGGLE_LED2();
BSP_TOGGLE_LED1();          //Pisca LEDs
}
}
}

//Definições das IOs
// DIR: 0-input , 1-output
// SEL: 00-IO , 01-primary function , 11-secondddary function
// SimpliciTI will change port pin settings as well
P1DIR = 0xFF;
P1OUT = 0x00;
P2DIR = 0x20;
//P2SEL = 1;
P2OUT = 0x00;
P3DIR = 0xC0;
P3OUT = 0x00;
P4DIR = 0x1F;
P4SEL = 0x06;                // P4.1 - P4.2 TBx options

BSP_Init();

if( Flash_Addr[0] == 0xFF &&
Flash_Addr[1] == 0xFF &&
Flash_Addr[2] == 0xFF &&
Flash_Addr[3] == 0xFF )
{
createRandomAddress();          // set Random device address at initial startup
}
lAddr.addr[0]=Flash_Addr[0];
lAddr.addr[1]=Flash_Addr[1];
lAddr.addr[2]=Flash_Addr[2];
lAddr.addr[3]=Flash_Addr[3];
SMPL_Ioctl(IOCTL_OBJ_ADDR, IOCTL_ACT_SET, &lAddr);
BCSCTL1 = CALBC1_8MHZ;          // Set DCO after random function
DCOCTL = CALDCO_8MHZ;

//Define Timer A
/*****/
//TIMER A
/*****/
BCSCTL3 |= LFXT1S_2;           // LFXT1 = VLO
TACCTL0 = 0;                   // TACCR0 interrupt enabled
TACCR0 = 100;                  // > 1 sec
TACTL = TASSEL_1 + MC_1;       // ACLK, upmode

```

```

/*****/
//Define Timer B
/*****PWM*****/
comparador = periodo_timer/10;          //Define Duty Cycle
contador_pwm = periodo_timer;

TBCCTL0 = 0;                            // TACCR0 interrupt enabled
TBCCR0 = periodo_timer;                  // ~ 0.5 milisec
TBCTL = TBSEL_2 + MC_1;                  // SMCLK, up mode
__bis_SR_register(GIE);

/*****/
//LOOP DE RF
// keep trying to join until successful. toggle LEDS to indicate that
// joining has not occurred. LED3 is red but labeled LED 4 on the EXP
// board silkscreen. LED1 is green.
while (SMPL_NO_JOIN == SMPL_Init((uint8_t (*)(linkID_t))0))
{
    BSP_TOGGLE_LED1();
    BSP_TOGGLE_LED2();
    // __bis_SR_register(LPM3_bits + GIE); // LPM3 with interrupts enabled
}
// unconditional link to AP which is listening due to successful join.
linkTo();
}

void createRandomAddress()
{
    unsigned int rand, rand2;
    do
    {rand = TI_getRandomIntegerFromVLO();} // first byte can not be 0x00 of 0xFF

    while( (rand & 0xFF00)==0xFF00 || (rand & 0xFF00)==0x0000 );
    rand2 = TI_getRandomIntegerFromVLO();

    BCSCCTL1 = CALBC1_1MHZ;                // Set DCO to 1MHz
    DCOCTL = CALDCO_1MHZ;
    FCTL2 = FWKEY + FSSEL0 + FN1;          // MCLK/3 for Flash Timing Generator
    FCTL3 = FWKEY + LOCKA;                  // Clear LOCK & LOCKA bits
    FCTL1 = FWKEY + WRT;                    // Set WRT bit for write operation

    Flash_Addr[0]=(rand>>8) & 0xFF;
    Flash_Addr[1]=rand & 0xFF;
    Flash_Addr[2]=(rand2>>8) & 0xFF;
    Flash_Addr[3]=rand2 & 0xFF;

    FCTL1 = FWKEY;                          // Clear WRT bit
    FCTL3 = FWKEY + LOCKA + LOCK;            // Set LOCK & LOCKA bit
}

void linkTo()
{
    linkID_t linkID1;
    uint8_t msg[7];

    // keep trying to link...
    while (SMPL_SUCCESS != SMPL_Link(&linkID1))
    {
        //__bis_SR_register(LPM3_bits + GIE); // LPM3 with interrupts enabled
        BSP_TOGGLE_LED1();
    }
}

```

```

    BSP_TOGGLE_LED2();
}

// Turn off all LEDs
if (BSP_LED1_IS_ON())
    {BSP_TOGGLE_LED1();}
if (BSP_LED2_IS_ON())
    {BSP_TOGGLE_LED2();}

    TBCCTL0 = CCIE;           // TACCR0 interrupt enabled
    //TACCTL0 = CCIE;

//Loop Principal do leitor
while (1)
{
/* SMPL_Iocctl( IOCTL_OBJ_RADIO, IOCTL_ACT_RADIO_SLEEP, "" );
//__bis_SR_register(LPM3_bits+GIE); // LPM3 with interrupts enabled
SMPL_Iocctl( IOCTL_OBJ_RADIO, IOCTL_ACT_RADIO_AWAKE, "" );
*/
    BSP_TOGGLE_LED2();

/*****

if(calibra==0) //Calibração inicial dos e eixos
    {calibra_acel();}

    if(time_analise==1)
        {analise_dados();}

//TRANSMITE DADOS
/*****
/*****
/*message format, UB = upper Byte, LB = lower Byte

-----
|cal LB | cal UB | oxi LB |
-----
0      1      2      */
/*****

    msg[0] = velo;
    msg[1] = velo/256;

    msg[2] = r;
    msg[3] = (r/256);

    msg[4] = bpm;

if(tempo_tx==1)
{
    //transmite dados
    if (SMPL_SUCCESS == SMPL_Send(linkID1, msg, sizeof(msg)))
        {BSP_TOGGLE_LED2();}
    else
    {
        BSP_TOGGLE_LED2();
        BSP_TOGGLE_LED1();
    }
    tempo_tx=0;
}
}

```

```

}
}

void analise_dados()
{
  int ver_p44=0;
  para_mede=1;
  ver_p44 = P4OUT&&8;

  if(ver_p44==0) //se infravermelho ligado
  {
    //Verifica menores e maiores valores de vermelho e infravermelho

    results[1]=1024;
    do //loop para buscar menor valor de infravermelho
    {

      if(data[contador-1]<=results[1])//loop para buscar menor valor de infravermelho
      {results[1] = data[contador-1];}
      else {};
      contador--;
    }while(contador>0);

    troca_marca=1; //garante atualização correta para bpm

    maior_infravermelho=0;
    do //loop para buscar maior valor de infravermelho
    {
      if(data[contador]>maior_infravermelho)
      {maior_infravermelho = data[contador];}
      else {};
      contador++;
    }while(contador<287);

    for(contador=287; contador>=0; contador--) //zera registradores
    {data[contador]=0;}

    contador=0;
    para_mede=0;
  }

  if(ver_p44==8) //se vermelho ligado
  {
    results[0]=1024;
    do
    {
      if(contador>3)
      { if(troca_marca==1) //sequência para verificação de máxima derivada
        { if(fabs(data[contador-1] - data[contador-2])>=15)
          {marca_contador_1 = contador;
            troca_marca = 2;
          }
        }
      }else
      {troca_marca++;
        if(troca_marca>=85) //salto de valores
        { if(fabs(data[contador-1] - data[contador-2])>=15)
          {marca_contador_2 = contador;

            marca = marca_contador_1 - marca_contador_2;

```

```

        troca_marca = 1;
    }}}}

    //loop para buscar menor valor de vermelho
    if(data[contador-1]<=results[0])
    {
        results[0] = data[contador-1];
    }
    else {};
    contador--;
}while(contador>0);

maior_vermelho = 0;

do          //loop para buscar maior valor de vermelho
{
    if(data[contador]>maior_vermelho)
    {maior_vermelho = data[contador];}
    else {};
    contador++;
}while(contador<287);

for(contador=287; contador>=0; contador--) //zera registradores
{data[contador]=0;}

contador=0;
para_mede=0;
}

    ver_p44 = P4OUT&8; //troca de LED

    if(ver_p44==0)
    {P4OUT |= BIT3;} //ativa vermelho
    else
    {if(ver_p44==8)
    {P4OUT &= ~BIT3;}} //ativa infravermelho

    calc_oximetria(); //calcula taxa
    calc_batimentos();
    tempo_tx = 1;
    time_analise = 0;
    calc_velo();
}

/*****
/*OXIMETRIA*/
*****/
void calc_oximetria()
{
float temporario1;
float temporario2;

if(results[1]<(maior_infravermelho-100) && results[0]<(maior_vermelho-100))
{
//restringe para variações maiores que 140mv
//Condicionamento OXIMETRO
temporario1 = log10(3*results[1]/1023);
temporario2 = log10(3*results[0]/1023); //infra/vermelho
r = 1000*temporario1/temporario2; //retira os décimos

```

```

}else
{r = 0;
}}

void mede_led()
{ //Porta 2.1 Vermelho e Infravermelho
  ADC10CTL0 = SREF_0 + ADC10SHT_1 + ADC10ON + ADC10SR + ADC10SSEL_0 + ADC10DIV_0;
  ADC10CTL0 &= ~ENC;
  ADC10CTL1 = INCH_1;
  ADC10CTL0 |= ENC + ADC10SC;      // Sampling and conversion start
  data[contador] = ADC10MEM;
  //ADC10CTL0 &= ~ENC;

}

/*****
/*****
/*BATIMENTOS*/
/*****
void calc_batimentos()
{
  bpm = (120*120)/marca;      //ajuste
}

/*****
/*VELOCIDADE*/
/*****
void calc_velo()
{
  results[2] = 0;

//Calcula aceleração n
para_mede=1;
for(int m=40; m>0; m--)
{
  results[2] = results[2] + converte_eixo_z();
}
para_mede=0;
results[2] /=40;
acel = results[2];
acel = acel-media_calibra;

if ((acel <8)&&(acel > -8))    //Janela de ruído
  {acel = 0;}                //zera para valores entre 3 e -3

  //Calcula Velocidade
velo = velo_ant + acel_ant + (acel-acel_ant)/2;    //Timer B

  velo = velo*0.0366;      //conversão data->aceleração *100
  acel_ant = acel;
  velo_ant = velo;
  velo = velo*100;
}

void calibra_acel()
{
  //Calibração inicial do dispositivo
//necessidade do módulo estar em repouso
results[2] = 0;

```

```

para_mede=1;
for(int i=15000; i>0; i--)
{results[2] = results[2] + converte_eixo_z();}

para_mede=0;
results[2] /= 15000;
media_calibra = results[2];
results[2] = 0;
calibra = 20;
}

int converte_eixo_z()
{
int eixo_z=0;
//Porta 2.4 Z-Axis
ADC10CTL0 &= ~ENC;
ADC10CTL1 = INCH_2;
ADC10CTL0 = SREF_0 + ADC10SHT_0 + ADC10ON + ADC10SR + ADC10DIV_4;
ADC10CTL0 |= ENC + ADC10SC; // Sampling and conversion start
eixo_z = ADC10MEM;
//ADC10CTL0 &= ~ENC;
return eixo_z;
}

/*-----
* ADC10 interrupt service routine
-----*/
#pragma vector=ADC10_VECTOR
__interrupt void ADC10_ISR(void)
{}

/*-----
* Timer A0 interrupt service routine
-----*/
#pragma vector=TIMER_A0_VECTOR
__interrupt void Timer_A (void)
{}

/*-----
* Timer B0 interrupt service routine
-----*/
#pragma vector=TIMERB0_VECTOR
__interrupt void Timer_B (void)
{
// Frequência: 1016Hz
if(contador_pwm>comparador)
{
P4OUT |= BIT4;
contador_pwm--;
}else{
if(contador_pwm!=0)
{
P4OUT &= ~BIT4;
contador_pwm--;
if(para_mede==0)
{
ver_p4 = P4IN&96;
if(contador<288)
{ if(ver_p4==64)//verifica se PWM infravermelho está high P4.6
{

```

```

for( int degC =560; degC > 0; degC-- ); // delay to allow reference to settle

if(contador_pwm>0) //gera média a partir do pulso pwm
{
  mede_led();
  dados += data[contador];
}else
{
  data[contador] = dados/8;
  contador++; //média dos valores
  dados=0;
}
ver_p4=0;
}
}else
{time_analise = 1;
para_mede = 1;}

if(contador<288)
{if(ver_p4==32)//verifica se PWM vermelho está high P4.5
{
  for( int degC =560; degC > 0; degC-- ); // delay to allow reference to settle

  if(contador_pwm>0) //gera média a partir do pulso pwm
  {
    mede_led();
    dados += data[contador];
  }else
  {
    data[contador] = dados/8;
    contador++; //media dos valores
    dados=0;
  }
  ver_p4=0;
}
}else
{time_analise = 1;
para_mede = 1;}
}
}else
{
  contador_pwm = periodo_timer;
}
}
}

```