

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**ESTIMADOR NÃO INVASIVO
DE PRESSÃO ARTERIAL, UTILIZANDO
O TEMPO DE TRÂNSITO DE PULSO**

Marcelo Alejandro Villegas Sánchez

Brasília, Agosto de 2009

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

FACULDADE DE TECNOLOGIA

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Tecnologia

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**ESTIMADOR NÃO INVASIVO
DE PRESSÃO ARTERIAL, UTILIZANDO
O TEMPO DE TRÂNSITO DE PULSO**

Marcelo Alejandro Villegas Sánchez

*Relatório submetido ao Departamento de Engenharia
Elétrica como requisito parcial para obtenção
do grau de Mestre em Engenharia Elétrica*

Banca Examinadora

Prof. Ricardo Zelenovsky, ENE/UnB
Orientador

Prof. Icaro dos Santos, ENE/UnB
Examinador interno

Prof. Carlos Julio Tierra Criollo, UFMG
Examinador externo

FICHA CATALOGRÁFICA

VILLEGAS, M.

Estimador não invasivo de pressão arterial utilizando o tempo de trânsito de pulso. [Distrito Federal] 2009. vii, 63p., 297 mm (ENE/FT/UnB, Mestre, Telecomunicações Processamento de Sinais, 2009). Dissertação de Mestrado. Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia. Departamento de Engenharia Elétrica.

- | | |
|---|-----------------------------------|
| 1. Processamento digital de sinais | 2. Detecção de ondas e eventos |
| 3. Estimadores de pressão arterial | 4. Análisis de sinais Biomédicas |
| 5. Plataformas de desenvolvimento embarco | 6. Sistemas Operativos Embarcados |
| I. ENE/FT/UnB | II. Título (série) |

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

VILLEGAS, M. (2009). Estimador não invasivo de pressão arterial utilizando o tempo de trânsito de pulso. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica com ênfase em Telecomunicações, Publicação PPGENE.DM 395/09, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 63p.

CESSÃO DE DIREITOS

NOME DO AUTOR: Marcelo Alejandro Villegas Sánchez.

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO: Estimador não invasivo de pressão arterial utilizando o tempo de trânsito de pulso.

GRAU / ANO: Mestre / 2009

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

Marcelo Alejandro Villegas Sánchez
SCLNR 714 Bloco C Apto. 202
70856-140 Asa Norte, Brasília - DF - Brasil.

Dedicatória

Dedico este projeto aos meus pais Hugo Marcelo e Ana Maria.

Marcelo Alejandro Villegas Sánchez

Agradecimentos

Aos meus avôs **Hugo, Alfredo, Zoila e Aide** pelos pequenos e grandes momentos de carinho. Quem me ensinaram com exemplo querer os livros, escutar as palavras sabias e procurar objetivos próprios.

Aos meus pais **Hugo Marcelo e Ana Maria**, meus mestres, quem forjaram em mim o desejo de superação e responsabilidade. Apesar das distancias sempre estão presentes e com gratas conversações e em conjunto conseguimos marcar critérios de como levar melhor a vida.

À minha irmã **Anita** quem me dá alegria, risadas e saudades de toda nossa infância juntos e quem em mais de um momento sabe indicar e mostrar uma visão tão característica e valiosa de uma pessoa de mente jovem e alma livre.

À minha namorada **Gabriela** quem com muita paciência e apoio faz parte das minhas loucuras e aventuras. Construindo unidos uns caminhos que apenas duas pessoas conseguem aos poucos passos construir.

Aos amigos equatorianos radicados temporalmente ou definitivamente aqui em Brasília. Obrigado **Eduardo Figueroa, Manuelita, Hernan Yanes, Maria Veronica, Jorge Mesa, Vania, Juanito Gabino, Juan Poveda, Sammia, Diego Eguiguren, Fabian Palacios, Mery, Ronal Muñoz, Camilo Godoy (mais um jogador de Ecuavoley que veio da pampa Argentina), Fausto Bermeo** e muitos outros que deixaram Brasília, reitero que minha alma fica grata pelas jornadas sabatinas de “Ecuavoley”, churrascos, comidas mexicanas e pelos múltiplos domingos (que em que apenas dois anos) definimos à distancia por varias oportunidades aos novos governantes do nosso Equador.

Ao pessoal do GPDS por dar um dos melhores ambientes de trabalho e de desenvolvimento pessoal. Ao **Bruno** pelas jornadas de RPG e por me incluir em atividades novas que conseguimos compartilhar gratamente. Ao **Alexandre** por me mostrar mais de uma perspectiva de como levar a vida. Ao **Mintsu** e o **Tiago** pelos conselhos de Linux, por ser meus professores, colegas e amigos. Ao Alberto por me mostrar uma Cuba apaixonante e compartilhar uma amizade sincera. Ao todo o pessoal da UnB com quem compartilhe idéias e conselhos: **Fernanda, Diogo, Karen, Chafin (Chaffa), Maria do Carmo, Gilmar, Daniel, Leandro, Renata, Rafael, Jorge**.

Um grande agradecimento ao meu amigo e chefe Eduardo Borgues sempre em procura do nosso melhor desempenho e pela admiração que eu tenho de uma pessoa com tenacidade e força.

De idêntica forma um agradecimento especial para a **INBD**, o **CNPQ**, o **CDT** e especialmente à **Universidade de Brasília UnB** com seu departamento de engenharia elétrica **ENE** e seu programa de pos-graduação que represento o apoio para o desenvolvimento deste projeto de pesquisa.

Ao meu amigo **Sérgio**, agradeço pelas acertadas observações na minha dissertação e pela amizade constante.

Um agradecimento ao professor e amigo **Icaro dos Santos** pelas orientações e por acertar no

caminho que nós inicia na área Biomédica.

Ao Professor **Carlos Tierra** que por meio de observações precisas na revisão da dissertação. Obrigado por nós permitir ganhar um pouco da ampla experiencia dele nesta área.

Ao Professor **Adson** pela contribuição neste projeto e pelos comentários acertados durante a apresentação do nosso trabalho.

Um agradecimento especial ao meu orientador e grande amigo **Ricardo Zelenovsky** pelos conselhos, orientações e pelo constante apoio em este meu início de carreira na área de pesquisa. Obrigado por me dar a oportunidade de aprender a ensinar, aprender a aprender, aprender a re-aprender, aprender a escrever, aprender a me desenvolver. Obrigado por me ensinar com base no exemplo como uma pessoa deve ser dinâmica e proativa.

Sem me esquecer meu agradecimento para um povo que baixo as mesmas cores verdes amarelas, me ensinaram amar, respeitar, admirar e ganhar uma nova mãe pátria, obrigado ao Brasil por me permitir cantar e me sentir cheio de orgulho de poder eu também dizer.

“ Terra adorada
Entre outras mil
És tu, Brasil,
Ó Pátria amada! ”

“Dos filhos desde solo
És mãe gentil,
Pátria amada,
Brasil!”¹

Marcelo Alejandro Villegas Sánchez

¹Parágrafo do Hino nacional Brasileiro.

RESUMO

Métodos de monitoramento contínuos e controle não-invasivos de pressão arterial são muito desejados, especialmente para pacientes que precisam realizar o controle da pressão arterial quando estão em casa ou quando realizam uma atividade física. Hoje em dia, para medir pressão arterial, o método não invasivo de maior emprego é o esfigmomanômetro o qual é pouco confortável para se realizar um controle contínuo. Uma solução para esse problema é a estimação da pressão arterial utilizando o Tempo de Trânsito de Pulso (*PTT*). A presente dissertação de mestrado descreve os trabalhos realizados em um sistema de aquisição de sinais biomédicos e apresenta um algoritmo que avalia a aquisição de sinais *ECG* e *PPG* e ainda é capaz de recusar erros. Apresenta-se também um segundo algoritmo que permite estimar a pressão arterial sistólica. Estes algoritmos foram elaborados com o objetivo de serem empregados em um sistema embarcado com processador ARM9.

ABSTRACT

Methods for continuous monitoring and non-invasive control of the arterial blood pressure are strongly desired, especially for patients who need to control their blood pressure at home or conducting a physical activity. Nowadays, in order to measure the blood pressure, the most popular non-invasive method is sphygmomanometer (cuff), however it is uncomfortable to use it for continuous control. One possible solution to this problem is the estimation of the blood pressure using the Transit Time Pulse (*PTT*). This work describes several signal processing algorithms in a biomedical signal acquisition system and presents an mechanism that evaluates the acquisition of ECG and PPG signals along with an error detection tool. We also present a method that estimates the systolic blood pressure. All the proposed techniques were developed in order to be employed in an embedded system with an ARM9 processor.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.2	DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	2
1.3	SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAIS	4
1.4	OBJETIVOS DO PROJETO	4
1.5	APRESENTAÇÃO DO MANUSCRITO	4
2	DESCRIÇÃO	6
2.1	INTRODUÇÃO	6
2.2	O ELETROCARDIOGRAMA (ECG)	6
2.2.1	COMPLEXO ECG	7
2.2.2	AQUISIÇÃO DO SINAL ECG	9
2.2.3	CARACTERÍSTICAS ELÉTRICAS PARA O TRATAMENTO DO SINAL DE ECG	10
2.3	OXÍMETRO DE PULSO E CURVA PLETISMOGRÁFIA (PPG)	11
2.3.1	SATURAÇÃO DE OXIGÊNIO	12
2.3.2	CARACTERÍSTICAS ELÉTRICAS DO SINAL DE PPG	12
2.4	TEMPO DE TRÂNSITO DE PULSO PTT	13
3	DETECÇÃO DE ONDAS E EVENTOS	15
3.1	INTRODUÇÃO	15
3.2	DETECÇÃO DA ONDA R DO ECG	15
3.2.1	PRÉ - PROCESSAMENTO DIGITAL DO SINAL ECG	16
3.2.2	MÉTODO DERIVATIVO PARA O SINAL ECG	17
3.2.3	MASCARAMENTO DO COMPLEXO ECG	19
3.2.4	AVALIADOR DE ONDA R E DE FREQUÊNCIA CARDÍACA	19
3.3	DETECÇÃO DE CRISTAS DO SINAL DE PPG	22
3.3.1	PRÉ - PROCESSAMENTO DIGITAL DO SINAL PPG	23
3.3.2	MÉTODO DERIVATIVO PARA O SINAL PPG	23
3.3.3	AVALIADOR DE CRISTAS DE PPG	24
3.3.4	AVALIADOR DE CRISTAS DETECTADAS NO SINAL DE PPG	24
4	DESENVOLVIMENTO	27
4.1	INTRODUÇÃO	27
4.2	ANÁLISE DE SEPARAÇÃO ENTRE CRISTAS DO SINAL PPG	27

4.3	ANÁLISE DE VETORES PARA ONDAS R E CRISTAS DO SINAL ECG	29
4.4	CÁLCULO PTT.....	30
5	ESTIMADORES DE PRESSÃO ARTERIAL	35
5.1	INTRODUÇÃO	35
5.2	MEDIDA DE PRESSÃO ARTERIAL NÃO-INVASIVA CONTÍNUA ATRAVÉS DO TEMPO DE TRÂNSITO DE PULSO	35
5.3	ESTIMATIVA CONTÍNUA DE PRESSÃO ARTERIAL UTILIZANDO O TEMPO DE TRÂNSITO DE PULSO.....	37
5.4	CONTEXTUALIZAÇÃO DOS MÉTODOS DE ESTIMATIVA DA PRESSÃO ARTERIAL..	39
6	RESULTADOS EXPERIMENTAIS	42
6.1	INTRODUÇÃO.....	42
6.2	CASOS APRESENTADOS NO PROCESSAMENTO PARA O SINAL ECG	42
6.2.1	CASOS ENCONTRADOS NO PROCESSAMENTO DO SINAL PPG.....	44
7	PLATAFORMA DE DESENVOLVIMENTO	49
7.1	INTRODUÇÃO	49
7.1.1	ANATOMIA DE UM SISTEMA EMBARCADO	49
7.2	PLATAFORMA DE DESENVOLVIMENTO	50
7.2.1	ARQUITETURA MICROPROCESSADA ARM	50
7.2.2	HARDWARE EMBARCADO NO PROCESSADOR ARM	52
7.2.3	SISTEMA OPERACIONAL LINUX EMBARCADO	54
8	CONCLUSÕES	60
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	62

LISTA DE FIGURAS

2.1	Sinal ECG de uma pessoa saudável.	8
2.2	Atividade do Coração.....	9
2.3	Derivações Plano Frontal e Plano Horizontal.....	11
2.4	Sinal PPG adquirido pelo sistema desenvolvido.	12
2.5	Grafico amostrando ECG, PPG e PTT.....	14
3.1	Sinal ECG original.	16
3.2	Espectro em frequência do Sinal ECG original.....	16
3.3	Sinal ECG após filtragem com passa-baixas de 90 <i>Hz</i> , filtro notch 60 <i>Hz</i> e filtro média móvel de 8 pontos.....	17
3.4	Espectro do sinal ECG filtrado após filtragem com passa-baixas de 90 <i>Hz</i> , filtro notch 60 <i>Hz</i> e filtro média móvel de 8 pontos.	17
3.5	Resposta em Magnitude para operadores diferenciais.	19
3.6	Sinal ECG Filtrado e Normalizado.....	20
3.7	Primeira derivada do sinal ECG equação, 3.3.	20
3.8	Segunda derivada do sinal ECG equação, 3.6.	20
3.9	Resultado da equação 3.7, somas ponderadas	20
3.10	Máscara para o sinal ECG da figura 3.6.....	21
3.11	Aplicação da máscara para o sinal ECG da figura 3.6	21
3.12	Frequência cardíaca instantanea (bpm) para 5 minutos de coleta.....	22
3.13	Vetor do sinal PPG original normalizado e sinal PPG filtrado e normalizado.....	23
3.14	Sinal PPG após processo derivativo	24
3.15	Cristas amplificadas do sinal PPG	24
3.16	Diagrama de processamento dos sinais ECG e PPG.....	26
4.1	Esquema de eliminação de cristas falsas detectadas no sinal PPG.....	28
4.2	Modelo de reconstrução de cristas faltantes do sinal PPG.	29
4.3	Gráfico amostrando ECG, PPG e PTT.....	31
4.4	Análise de frames para cálculo do PTT.....	32
4.5	PTT sem Janelamento.	33
4.6	Processo de janelamento para medições de PTT.	33
4.7	Medição de PTT para a pessoa número 1.....	33
4.8	Medição de PTT para a pessoa número 2.....	34
4.9	Medição de PTT para a pessoa número 3.....	34

5.1	Esquema de aplicação dos Modelos para estimativa da pressão arterial.....	40
5.2	Valor estimado da pressão arterial por meio do método da Medida de pressão arterial não-invasiva contínua através do tempo de trânsito de pulso.....	41
5.3	Estimativa contínua da pressão arterial utilizando o tempo de trânsito de pulso	41
6.1	Sinal ECG com componente de baixa frequência devido à movimentação dos músculos.	43
6.2	Sinal ECG sem componentes de baixa frequência.	43
6.3	Sinal PPG com alto nível de interferência.....	43
6.4	Resultado do pré-processamento digital e detecção das ondas R no sinal ECG com altos níveis de interferência.....	44
6.5	Sinal PPG estável e sem interferença	44
6.6	Sinal PPG com interferência de movimento, falsos positivos detectados.	45
6.7	Sinal PPG com interferência de movimento, após processamento e análise de cristas detectadas.	45
6.8	Sinal PPG antes do processo de eliminação de cristas.	46
6.9	Sinal PPG após a eliminação de cristas. O procesamento inicial é mostrado na figura 6.8.	46
6.10	Sinal PPG antes do processo de reconstrução de cristas.	46
6.11	Sinal PPG após a reconstrução de cristas. O sinal original é mostrado na figura 6.10.	47
6.12	Pressão arterial medida e estimada para a pessoa número 1	47
6.13	Detalhe da pressão arterial estimada e medida mostrada na figura 6.12	47
6.14	Pressão arterial medida e estimada para a pessoa número 2	48
6.15	Pressão arterial medida e estimada para a pessoa número 3	48
7.1	Exemplo de sistema embarcado.	50
7.2	Placa de desenvolvimento SBC2440-II.....	51
7.3	Arquitetura CISC vs RISC: CISC coloca ênfase na complexidade de hardware; RISC coloca ênfase na complexidade do compilador.....	53
7.4	Abstração das camadas de execução do Software no Hardware.....	55
7.5	Sistema de desenvolvimento embarcado Linux.	56

LISTA DE TABELAS

1.1	Tabela de valores Médios normais de pressão arterial.....	3
2.1	Ativação Elétrica do Coração.....	10
2.2	Derivações Eletrocardiográficas do plano frontal	10
2.3	Tabela resultante da medição de ondas R e picos de <i>PPG</i> para o cálculo do <i>PTT</i> da figura 2.5	13
7.1	Características de interfaceamento da placa SBC2440-II.....	52
7.2	Comparação de atributos da família ARM.....	54
7.3	Características do Sistema Operativo Linux Embarcado	59

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolos Latinos

a	Área definida como a secção transversal da artéria	$[m^2]$
d	Distância entre o coração e o dedo	$[m]$
E	Modulo de elasticidade da veia	$[Pa]$
F	Força exercida pela sangue	$[N]$
g	Constante gravitacional	$[m/s^2]$.
h	Altura diferencial	$[m]$
K	Coefficiente de proporcionalidade	$[m]$
m	Massa do sangue	$[kg]$
T	Tempo de pulso	$[s]$
v	Velocidade de onda do pulso.	$[m/s^2]$

Símbolos Gregos

γ	Coefficiente do anel da veia	$[mmHg^{-1}]$
ρ	densidade do sangue	$[kg/m^3]$

Siglas

BP	Pressão arterial (Blood Pressure)
bpm	Batimentos por minuto
Qa_{O_2}	Quantidade total de oxigênio
DC	Corrente continua
ECG	Electrocardiograma
FC_{max}	Frequência cardíaca máxima
NIBP	Pressão arterial não invasiva
NSA	Nó sino-atrial
NAV	Nó atrio-ventricular
PTT	Tempo de transito de pulso (Pulse transit time)
PPG	Curva Pletismográfica
PWV	Velocidade de onda de pulso (Pulse wave velocity)
P_e	Pressão estimada
P_b	Pressão medida
S_{o_2}	Saturação de Oxigênio ou pletismografia
IBP	Pressão arterial invasiva

Capítulo 1

Introdução

1.1 Contextualização

O monitoramento dos sinais vitais de um paciente, durante procedimentos cirúrgicos e em unidades de cuidados intensivos é de muita importância para fazer uma correta avaliação e acompanhamento do paciente. A velocidade de recuperação ou de reação ante um procedimento, segundo especialistas, será avaliada pelo método utilizado para o acompanhamento dos sinais vitais. Portanto métodos não invasivos de monitoramento de grandezas médicas são desejados [1, 2], já que apoiam o diagnóstico dos médicos. Nestes cenários, o interesse dos médicos fica sobre o comportamento do organismo ao ministrar-se uma droga ou durante uma cirurgia. Porém, se estes mesmos métodos puderem se tornar um mecanismo em que os pacientes levem consigo um controle quando estão em casa ou fazem exercício físico, isto se converteria em uma ferramenta para evitar, prevenir e diagnosticar doenças de uma maneira oportuna.

As principais grandezas médicas que podem evidenciar mudanças perigosas para a saúde das pessoas são a atividade elétrica do coração, ou também chamado sinal de eletrocardiograma, a saturação de oxigênio ou análise da onda pletismográfica **SO₂** ou **PPG** e a pressão arterial. Em pessoas com idade avançada ou com problemas de hipertensão são as variações da pressão arterial são mais evidentes e perigosas. A pressão arterial é um parâmetro essencial para avaliar a condição clínica de pacientes já que é o resultado de múltiplos fatores fisiológicos.

Nossa área de interesse é guiada a pessoas de idade adulta que, independente de possuírem problemas de pressão arterial ou não, utilizam medicamentos para diferentes fins, ou que podem causar alterações no ritmo cardíaco ao momento de serem administrados. Esse fato não deve ser de preocupação para o paciente, já que é resultado das drogas fornecidas.

Portanto, o ritmo cardíaco não é um indicativo absoluto de uma condição fisiológica crítica; mas um monitoramento dedicado da pressão arterial é desejável, já que uma variação da pressão pode ser muito perigosa; em especial para o paciente hipertenso.

A hipertensão é uma condição fisiológica na qual a pressão arterial é cronicamente elevada e o paciente deve ter um controle contínuo de duas a três vezes por semana e ficar atento o tempo todo aos sintomas de pressão arterial alta. Esta condição pode ser muito perigosa para pessoas

que não apresentam os sintomas.

A pressão arterial é um importante critério para avaliar a condição de saúde de pacientes no campo clínico e é medida de 3 a 4 vezes por dia em pacientes hospitalizados, já que a pressão arterial é controlada antes e depois de qualquer exame. Esta medida é continuamente examinada em pacientes nas salas de emergências, em salas de cuidados intensivos e cirurgias. Em caso de pacientes com tensão alta esta é controlada diariamente[3].

1.2 Definição do problema

A pressão arterial mantém o sangue circulando no organismo e tem início com o batimento do coração. As paredes das artérias são como bandas elásticas que se esticam e relaxam a fim de manter o sangue circulando por todas as partes do organismo. O resultado do batimento do coração é a propulsão de uma certa quantidade de sangue (**volume**)¹ através da artéria aorta. Quando este volume de sangue passa através das artérias, elas se contraem como que se estivessem espremendo o sangue para que ele vá adiante. A pressão é necessária para que o sangue consiga chegar aos locais mais distantes, como a ponta dos pés, por exemplo. Assim, a variação na pressão arterial é fruto de alguns fatores.

Métodos para medir a pressão arterial são divididos em método invasivo *IBP* e método não-invasivo *NIBP* de suas siglas em inglês. Os métodos nos quais a medição de parâmetros é feita de uma maneira não invasiva são muito apreciados, já que as técnicas médicas tentam inferir em um grau mínimo com o paciente para obter dados reais do seu comportamento.

O local mais comum de verificação da pressão arterial² é no braço, usando como ponto de ausculta a artéria braquial. O equipamento usado é o esfigmomanômetro ou tensiômetro e para auscultar o som, use-se o estetoscópio, mediante o qual se avalia a pressão *sistólica*³ e *diastólica*⁴. É avaliado o som de *Korotkoff* gerado pela mudança de pressão no manguito sobre o braço. O método invasivo está composto por um sistema manométrico de catéter e um transdutor, sendo que as medidas da pressão sanguínea são efetuadas depois da inserção do catéter dentro da artéria.

O uso do método invasivo é restrito devido à dificuldade de cirurgia e da possibilidade de sofrimento, sangramento e infecção para o paciente. O método não invasivo é o mais utilizado, mas com o problema de que também é pouco prático, já que o paciente depende de que uma outra pessoa faça a medição, ou de equipamentos pneumáticos que façam o enchimento de ar no esfigmomanômetro, o que implica em baterias, pilhas ou fontes de energia. Além disso, fica muito desconfortável ao utilizá-lo durante um período de exercícios físicos, já que lastimaria a pele. Portanto, uma alternativa válida para a medição de pressão arterial é sua estimativa utilizando os valores vitais correlacionados.

¹Volume de sangue propulsado pelo coração $5 \frac{lt}{min}$ [3]

²É a força exercida pelo sangue arterial por unidade de área da parede arterial. É diretamente dependente do débito cardíaco, da resistência arterial periférica e do volume sanguíneo. Unidade padrão da pressão arterial é milímetros de mercúrio (mmHg).

³É a pressão mais elevada verificada nas artérias durante a fase de sístole do ciclo cardíaco, é também chamada de pressão máxima. Referente à pressão existente na árvore circulatória, quando o coração esta bombeando sangue.

⁴Referente à pressão existente quando o coração não esta bombeando sangue.

Tabela 1.1: Tabela de valores Médios normais de pressão arterial

Idade em anos	Pressão Arterial [mmHg]
4	85/60
6	95/65
10	100/65
12	108/67
16	118/75
Adulto	120/80
Idoso	140-160/90-100

O significado de uma medida de pressão arterial está em milímetros de mercúrio [**mmHg**]. A leitura consiste de dois valores: o primeiro número, o de maior valor, é chamado de pressão *sistólica*, em que a sangue foi bombeado pelo coração. O segundo número, o de menor valor é chamado de pressão *diastólica* e corresponde à pressão na mesma artéria no momento em que o coração está relaxado após uma contração. Não existe uma combinação precisa de medidas para se dizer qual é a pressão normal, mas em termos gerais, diz-se que o valor de 120/80 [**mmHg**] é o valor considerado ideal. Contudo, medidas até 140 [**mmHg**] para pressão sistólica, e 90 [**mmHg**] para a diastólica, podem ser aceitas como normais[4]. Na tabela 1.1, apresentam-se os valores médios normais de pressão arterial para distintas idades.

Para realizar uma medição não invasiva da pressão arterial sistólica, deve-se buscar uma correlação de sinais vitais com esta. É bem conhecido que o tempo de trânsito de pulso **PTT** e a velocidade de onda de pulso **PWV** têm a melhor correlação para a estimativa da pressão arterial sistólica [5, 2]. Os mecanismos já desenvolvidos e expostos no Capítulo 5 utilizam como principal parâmetro a medida do PTT. Portanto, para realizar uma estimativa adequada deve se garantir uma correta medição do PTT.

Introduzindo de maneira prévia o conceito do PTT, trata-se do tempo transcorrido entre o pico da onda R e a crista correspondente da curva plestimográfica. A correlação fica óbvia no momento que é observado o fenômeno como um sistema mecânico, onde o coração representa uma bomba que impulsiona um líquido por um sistema de canos. Assim a pressão está em função da continuidade de batimentos do coração. Se maior é quantidade de batimentos, menor será o tempo de trânsito de pulso, e maior a pressão arterial sistólica.

Projeto ARMMED

O sistema de processamento requerido surge da necessidade da criação do protótipo denominado ARMMED. Este projeto, com o apoio do Centro de Desenvolvimento Tecnológico da Universidade de Brasília, CDT e com financiamento do FINEP e propõe o desenvolvimento de uma plataforma de apoio ao diagnóstico médico, por meio do monitoramento de grandezas médicas. Este projeto tem como objetivo atingir a utilização da plataforma para pessoas que precisem do monitoramento contínuo de seus sinais vitais durante sessões de exercícios ou em atividades diárias. O sistema

de processamento será estar desenvolvido sobre uma plataforma microcontrolada, que permita implementar aplicações sobre os sinais adquiridos. Por meio da pesquisas realizada, determinamos a factibilidade de desenvolver um sistema que permita estimar a pressão arterial sistólica de uma maneira não invasiva, correlacionando o sinal ECG , PPG, e PTT. Ainda com esta informação, deixa-se aberta a possibilidade de que o equipamento seja utilizado para o estudo de outros fenômenos fisiológicos.

1.3 Sistema de aquisição de sinais

O sistema de aquisição usado é o monitor multi-paramétrico **CSN801**⁵. Este monitor possui uma interface serial e provê três canais de **ECG** (derivações I, III, V), cada derivação com uma frequência de amostragem de 200 *Hz*. Mediante um sensor de luz no dedo, pode ser obtida a curva pletismográfica. Por meio do protocolo de comunicação serial é feita a transferência de dados do módulo multi-paramétrico até o sistema embarcado. Os sinais ECG e PPG são severamente corrompidos por ruídos, em especial por causa da movimentação do equipamento e dos sensores. Portanto, é muito importante desenvolver um algoritmo especial para estes sinais. Uma particularidade efeito encontrado no sistema de aquisição é que a transmissão não ocorre no mesmo instante para o sinal de PPG e ECG. Antes da transmissão o sistema realiza uma calibração interna para cada canal. Assim, a transmissão inicia em momentos distintos.

1.4 Objetivos do projeto

- Determinar uma correlação e um método de processamento que relacione grandezas médicas com pressão arterial e assim consiga estimar variação de pressão arterial de um indivíduo.
- Realizar um pre-processamento das grandezas médicas de forma a acondicionar os sinais adquiridos para um trabalho posterior.
- Apresentar resultados nos quais possamos verificar o funcionamento do mecanismo estimador de pressão arterial.

1.5 Apresentação do manuscrito

A dissertação está dividida em oito capítulos. O primeiro é constituído pela presente introdução. Os Capítulos 2 e 3 destinam-se à compreensão das grandesas médicas e o modo de uso para o desenvolvimento necessário descrito nos Capítulos 4, 5, 6, 7.

No Capítulo 2 serão estudadas as grandesas médicas, tais como sinal ECG, curva pletismográfica e o tempo de trânsito de pulso. Também revisaremos os mecanismos de aquisição dos mesmos.

O Capítulo 3 descreve os métodos de processamento das grandesas médicas e os algoritmos desenvolvidos para solucionar algumas das interferências que sofreram os sinais.

⁵CSN801 choice MED Multi-Parameter Module.

O Capítulo 4 apresenta o método utilizado para processar as informações obtidas através das grandezas médicas.

O Capítulo 5 é destinado a mostrar os mecanismos existentes na estimação da pressão arterial. Neste Capítulo são avaliados os requerimentos descritos no Capítulo 3.

No Capítulo 6 são apresentados casos nos quais o nosso equipamento vai trabalhar e os resultados do algoritmo implementado.

O Capítulo 7 apresenta um pequeno resumo das virtudes da plataforma de desenvolvimento, as ferramentas de aplicação, o sistema utilizado e as razões pelas quais foi implementada esta solução.

Por fim, o Capítulo 8 é destinado à apresentação das conclusões, bem como a proposta de trabalhos futuros.

O presente projeto forneceu material para elaborar e submeter um artigo intitulado “*An Algorithm for Pulse Transit Time Evaluation*” na Segunda Conferência Internacional de Informática e Engenharia Biomédica (BMEI'09)(*2nd International Conference on BioMedical Engineering and Informatics*), o qual foi aceito mas não foi inscrito pelos autores por falta de recursos financeiros.

Capítulo 2

Descrição

2.1 Introdução

Neste capítulo será apresentada uma descrição sobre as grandezas médicas a serem trabalhadas. Detalharemos da natureza do sinal ECG e de como é gerado. Explicaremos as características elétricas a serem consideradas tais como amplitude, banda, partes características do sinal e sua relação com a fisiologia do corpo. Após isso, explicaremos a respeito do oxímetro de pulso e da curva pletismográfica. Da mesma forma, uma explicação do funcionamento de oxímetro e as características elétricas da curva, e introduzindo o conceito de saturação de oxigênio. Com o conhecimento a respeito destas dois sinais, apresentaremos o mecanismo que permite a medição do tempo de trânsito de pulso PTT, medição requerida para a implementação dos métodos de estimativa da pressão arterial. A correlação existente entre o sinal de Eletrocardiograma ECG e Pletismografia PPG por meio do tempo de trânsito de pulso PPT, é amplamente aceita como estimador da pressão arterial.

2.2 O Eletrocardiograma (ECG)

O eletrocardiograma é um exame médico na área de cardiologia onde é feito o registro da variação dos potenciais elétricos gerados pela atividade elétrica do coração [6].

O coração apresenta atividade elétrica por variação na quantidade relativa de íons de sódio presentes dentro e fora das células do miocárdio. Esta variação cíclica gera diferença de concentração dos referidos íons na periferia do corpo. Eletrodos sensíveis colocados em pontos específicos do corpo registram esta diferença elétrica [7].

O aparelho registra as alterações de potencial elétrico entre dois pontos do corpo. Estes potenciais são gerados a partir da despolarização e repolarização das células cardíacas. Normalmente, a atividade elétrica cardíaca se inicia no nodo sinusal (células auto-rítmicas) que induz a despolarização dos átrios e dos ventrículos. Esse registro mostra a variação do potencial elétrico no tempo, que gera uma imagem linear, em ondas. Estas ondas seguem um padrão rítmico, tendo denominação particular [7].

2.2.1 Complexo ECG

O complexo **ECG** é a manifestação elétrica da atividade do coração. Pode ser adquirida mediante a utilização de eletrodos colocados sobre a pele. Os sinais de variabilidade de frequência cardíaca descrevem o período decorrido entre dois batimentos ou a “frequência cardíaca instantânea” a cada batimento [8]. O ritmo cardíaco é medido em batimentos por minuto (*bpm*), o que é fácil de reconhecer pela identificação das ondas que a compõem. O interesse pelo ECG é a possibilidade que este apresenta para caracterizar anormalidades ou mal funcionamentos na atividade do coração. O complexo ECG é a sequência de eventos que resultam no sinal que é mostrada na Figura 2.1¹.

Para entender o ECG é preciso conhecer como se processa a formação e a condução da atividade elétrica cardíaca. Por tal razão, existem células marcapasso no coração que comandam naturalmente o ritmo cardíaco, que são:

1. Nó sinusal (NSA) ou nó sino-atrial: geralmente é o grupo de células marcapasso que comanda o ritmo cardíaco pois impõe a maior frequência (60 a 100 bpm).
2. Nó Atrio-ventricular (NAV): é capaz de formar impulsos com frequência em torno de 50 bpm.
3. His-Purkinje: é capaz de formar impulsos com frequências em torno de 35 bpm.

Os impulsos gerados pelo marcapasso dominante, em geral o NSA, caminham pelo coração por vias de condução preferencial, permitindo uma rápida ativação elétrica do todo o miocárdio.

É a coordenação elétrica de eventos e o específico sistema condutor intrínscio e único que permite as acções de contracção do coração. A sequência de eventos e ondas no ciclo cardíaco são como se mostram a seguir [9]²:

1. O nó Sino-atrial (NSA) dispara um sinal.
2. A atividade elétrica é propagada, causando uma leve movimentação de despolarização (contração) do átrio. Este dá como resultado a onda P no ECG. A onda P é muito pequena possuindo uma amplitude ao redor de $0.1 - 0.2 \text{ mV}$ e uma duração de $60 - 80 \text{ ms}$.
3. O tempo de propagação da onda resulta num atraso antes de excitar o nó atrio-ventricular (NAV), o qual está em torno de $60 - 80 \text{ ms}$. Ao momento da excitação é gerado o conjunto PQ.
4. O estímulo da onda PQ reaje rapidamente, causando uma rápida despolarização (contração) dos ventrículos. Esta despolarização produz o segmento de onda QRS, o qual vai estar no valor de 1 mV de amplitude e uma duração de 80 ms .
5. A repolarização (relaxação) do ventrículo causa uma leve onda T, que possui uma amplitude de $0.1 - 0.3 \text{ mV}$ e uma duração de $120 - 160 \text{ ms}$.

¹Sinal de estudo da base de dados de ECG MIT/BIH

²As características de onda são apresentadas na figura 2.1

Esta seqüência de eventos é avaliada pelos médicos para determinar um mal funcionamento já que ao existir uma contração errada, dupla ou uma falta de contração, séra notório no ECG. A seqüência gráfica da actividade do coração é apresentada na Figura 2.2³ [10].

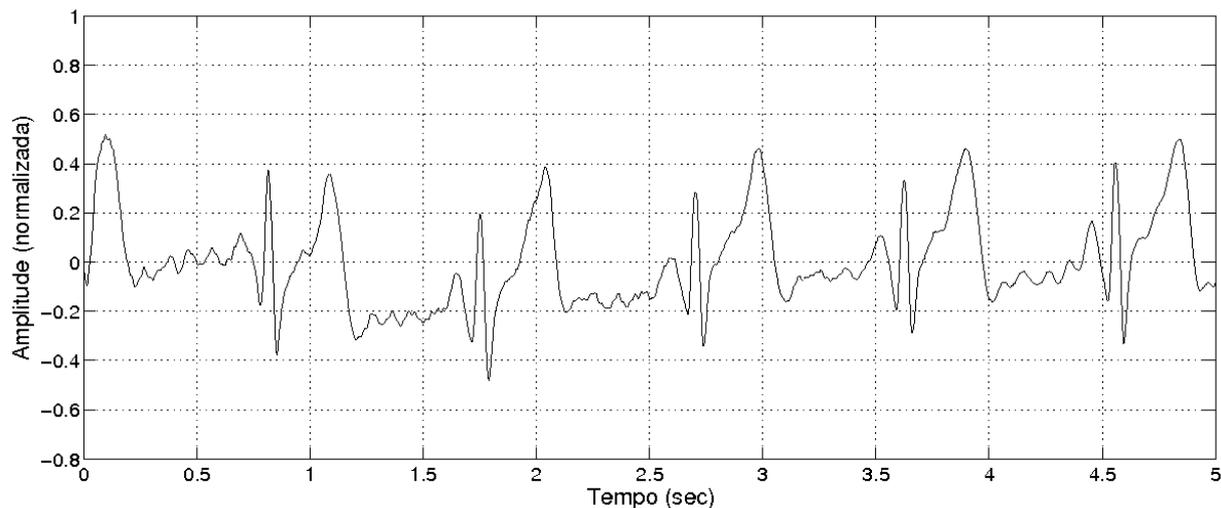


Figura 2.1: Sinal ECG de uma pessoa saudável.

Resumindo, a seqüência de ativação pode ser dividida em duas partes:

1. Ativação Atrial: Corresponde à onda P do ECG.
2. Ativação Ventricular: Corresponde ao complexo QRS do ECG.

A Ativação Atrial

O NSA está localizado na junção da veia cava superior com o átrio direito. Como é ele o marcapasso que gera impulsos com a maior freqüência, geralmente temos como ritmo predominante o ritmo sinusal ou sino-atrial.

Os impulsos gerados pelo NSA ativam os átrios por vias definidas (feixes internodais até atingirem o NAV). Como o NSA está localizado à direita, a seqüência de ativação atrial fica assim configurada:

1. Ativação atrial direita: corresponde à primeira porção da onda P.
2. Ativação atrial esquerda: corresponde à segunda porção da onda P.

Após atingir o NAV, o impulso elétrico sofre um retardo fisiológico na condução, denominado condução decremental e só então alcança o feixe de His.

³<http://www.afh.bio.br/cardio/Cardio2.asp>

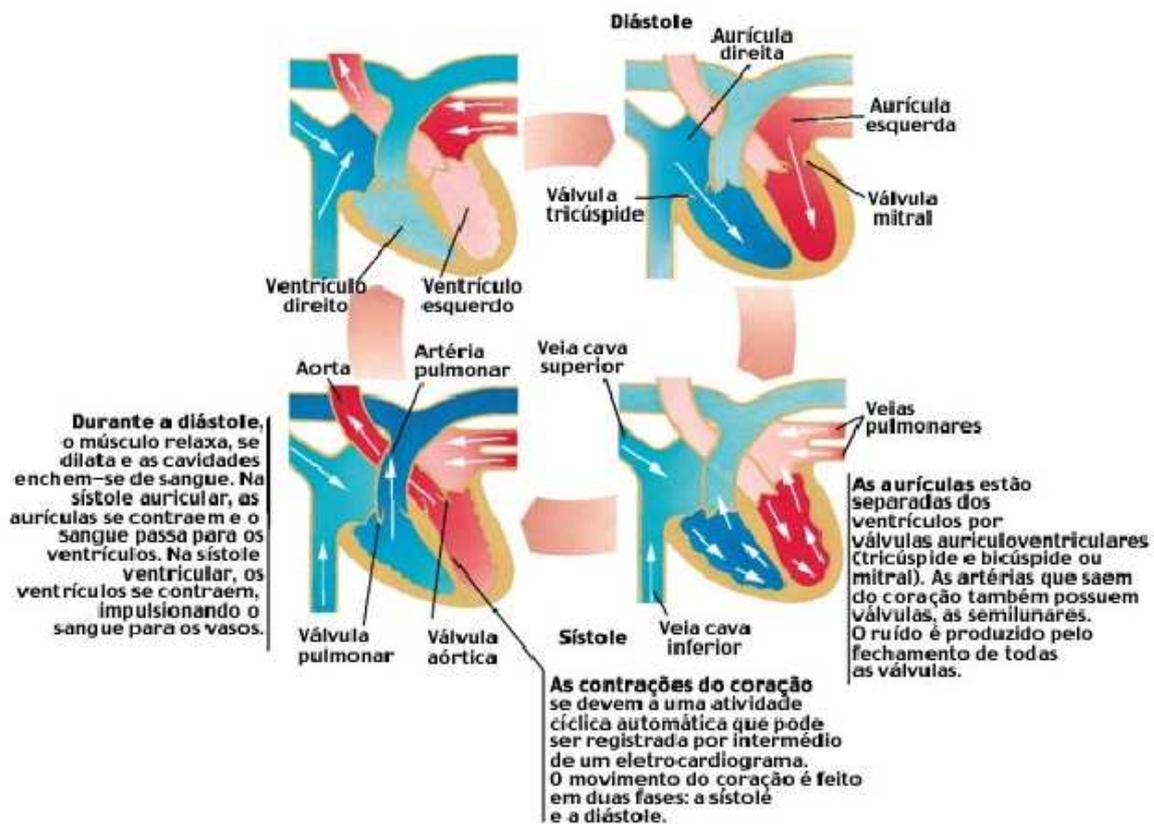


Figura 2.2: Atividade do Coração.

A Ativação Ventricular

A ativação ventricular pelo sistema de condução produz um QRS que é um pulso estreito ($<0,12$ s). A seqüência de ativação pode ser dividida em três partes:

1. Ativação do septo interventricular: Corresponde à onda Q do complexo QRS.
2. Ativação das paredes livres dos ventrículos: corresponde à onda R do complexo QRS.
3. Ativação das porção das basais dos ventrículos: corresponde à onda S do complexo QRS.

ECG é portanto, o registro da seqüência de ativação elétrica do coração. Na tabela 2.1 temos uma visão global de cada etapa.

2.2.2 Aquisição do Sinal ECG

Para o monitoramento de ECG precisa-se de uma ou duas derivações, ainda que o padrão médico indique 12 derivações, sendo definido como derivações ao número de potenciais distintos que serão medidos no paciente. Buscando uma noção de deriçãõ electrocardiográfica adotamos a idéa básica que é observar o coração em distintos ângulos, ou seja, cada derivação representa um par de eletrodos (um positivo e um negativo), e cada par registra uma vista diferente da mesma atividade cardíaca. As derivações podem ser definidas de acordo com a posição dos eletrodos

Tabela 2.1: Ativação Elétrica do Coração

Seqüência de Ativação do Coração		Correspondência Eletrocardiográfica
ATIVACÃO ATRIAL	1. Ativação Atrial Direita	Onda P (1ª Porção)
NAV -HIS	2. Ativação Atrial Esquerda	Onda P (2ª Porção)
ATIVACÃO VENTRICULAR	1. Ativação Septal	Intervalo PR
	2. Ativação das Paredes Livres	Onda Q
	3. Ativação das Porções Basais	Onda R
		Onda S

assim e por isso se clasificam as derivações bipolares-unipolares pertencentes ao plano frontal e as precordias-unipolares do plano horizontal. Na tabela 2.2 são apresentados as derivações e a própria característica para o plano frontal.

As derivações no plano frontal medem a diferença de potencial entre os membros (bipolares) ou entre certas partes do corpo e o coração. São colocados um eletrodos em cada braço e um na perna esquerda, formando um triângulo (conhecido como triângulo Einthoven). Na perna direita coloca-se a referência, para estabilizar o traçado, assim temos D1, D2, D3 como bipolares e aVR, aVL e aVF como unipolares. As derivação V1, V2, V3, V4, V5 E V6. Medem a diferença de potencial entre o tórax e o centro elétrico do coração (nódulo AV) [11].

Na figura 2.3 são apresentadas as posições das derivações do plano frontal e horizontal.

Tabela 2.2: Derivações Eletrocardiográficas do plano frontal

Identificação da Derivação	Característica
Derivação I	Braço direito (eletrodo negativo) - braço esquerdo (eletrodo positivo)
Derivação II	Braço direito (negativo) - perna esquerda (positivo)
Derivação III	Braço esquerdo (negativo) - perna esquerda (positivo)
Derivação aVR	Braço direito positivo
Derivação aVL	Braço esquerdo positivo
Derivação aVF	Pé esquerdo positivo

2.2.3 Características Elétricas para o tratamento do sinal de ECG

Para o tratamento do sinal de ECG algumas características importantes são apresentadas [9]:

1. Picos de ECG normalmente por volta de 1 mV .
2. O ECG clínico usualmente é filtrado a uma banda de $0.05 - 100\text{ Hz}$, com uma frequência de amostragem de 500 Hz para diagnóstico.

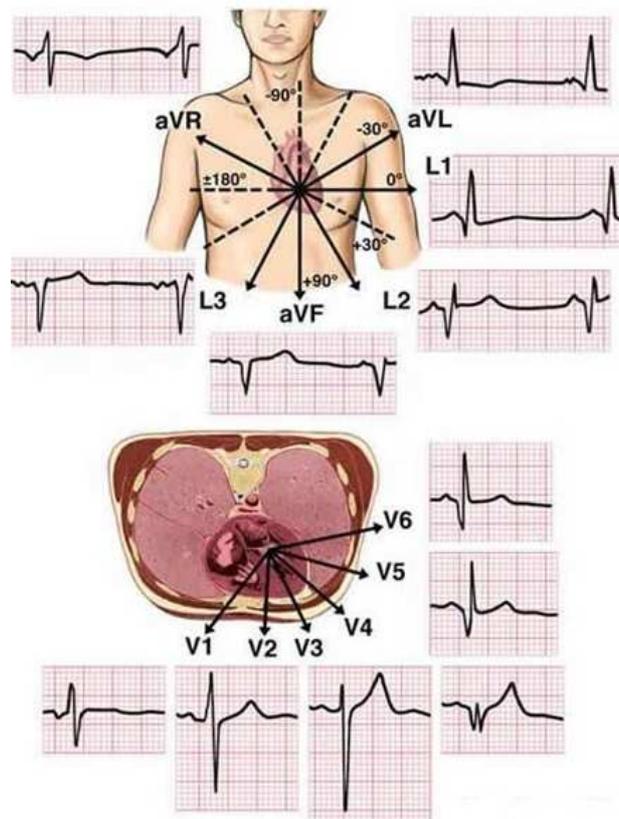


Figura 2.3: Derivações Plano Frontal e Plano Horizontal.

3. Para monitoramento da taxa cardíaca do ECG a banda pode ser reduzida de 0.5 - 50 Hz .
4. ECG de alta resolução requer banda de 0.05 - 500 Hz .

2.3 Oxímetro de Pulso e curva Pletismográfica (PPG)

A oximetria é um termo geral para se referir à medição óptica da saturação de oxigênio. Em geral, a sua medição é feita por meio de um feixe luminoso através de uma amostra de sangue arterial. Somente pode ser usado em áreas limitadas do corpo, como os dedos e os lóbulos das orelhas, de forma não invasiva. Além disso, quando este método é usado, para alguns casos, as condições fisiológicas como o estresse e a temperatura podem afetar a exatidão das leituras do oxímetro de pulso [12].

O oxímetro de pulso é o método pelo qual permite medir o pulso e o nível de oxigênio no sangue e é amplamente utilizado na área médica. O método utiliza uma luz de comprimento de onda conhecido que vai atravessar, por exemplo, o dedo. A medida da luz que atravessa o dedo nos permite conhecer o pulso e nível de oxigênio no sangue. O mais atraente é que resulta num método não-invasivo, o qual tem muitas vantagens como se explicou no Capítulo 1. Na figura 2.4 é apresentada a curva pletismográfica *PPG*, sendo esta a resposta do oxímetro de pulso e é a forma de onda característica para um sinal *PPG* de boa qualidade.

A luz é emitida por dois diodos emissores de luz de distintos comprimentos de onda tipicamente

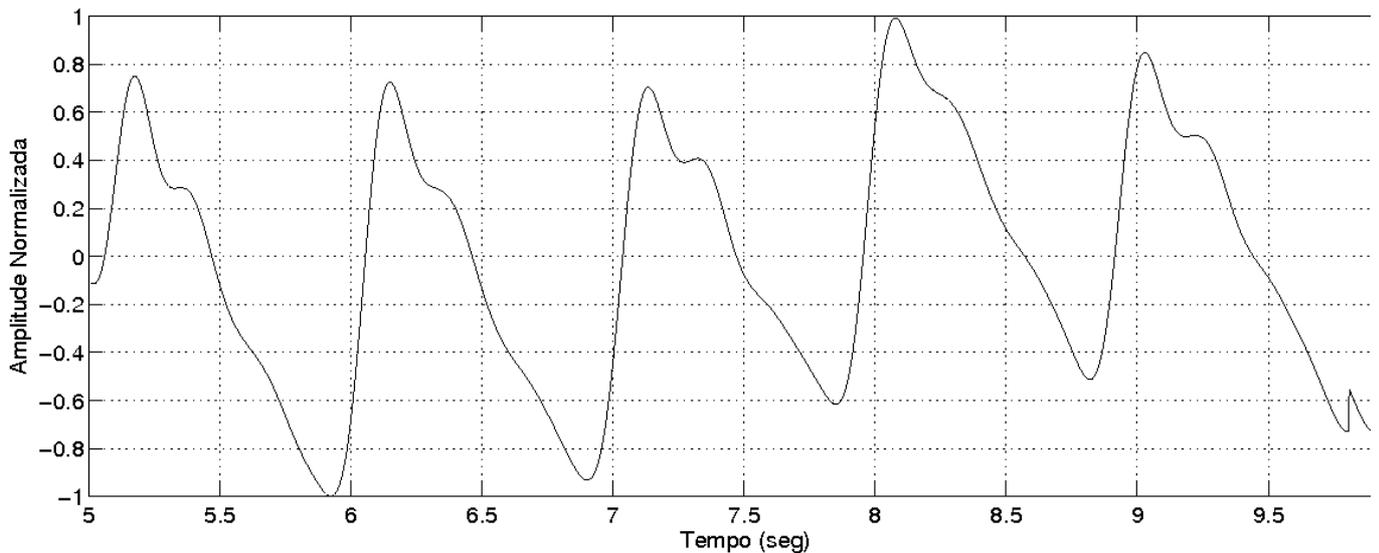


Figura 2.4: Sinal PPG adquirido pelo sistema desenvolvido.

650 *nm* (vermelho) e 805 *nm* (infravermelho), atravessando os tecidos e sendo detectadas por um fotodiodo. A luz ao atravessar será absorvida pelos tecidos, ossos, artérias e veias sanguíneas. Quando o coração bombeia sangue oxigenado nos tecidos, o equipamento vai ignorar o estado de equilíbrio dos tecidos e medirá só o tecido que está sendo expandido pela pressão do pulso.

São colocados dois transmissores/sensores geométricos no lado oposto do tecido onde será feita a medida. Mas um segundo modo de funcionamento consiste em colocar o transmissor e o sensor no mesmo lado do tecido. Assim, será adquirida a luz refletida pelo tecido ao sensor.

O funcionamento do oxímetro de pulso é afetado por muitas variáveis incluindo: luz ambiente, ritmo cardíaco, taxa de pulso e, especialmente, tremores gerados pelo movimento do corpo.

2.3.1 Saturação de Oxigênio

A necessidade ou demanda de oxigênio (O_2) é determinada pelo nível da atividade metabólica dos tecidos, e a oferta de O_2 é a quantidade de oxigênio ofertada aos tecidos para os tecidos por minuto. Esta oferta é determinada pelo débito cardíaco (DC) pela quantidade total oxigênio arterial (QaO_2).

Portanto, o oxigênio que é carregado pelo sangue e que retorna ao coração é o chamado de saturação venosa de oxigênio (SO_2). A saturação é determinada pelo consumo de oxigênio pelos tecidos. Valores abaixo de 60% indicam um aumento da extração de oxigênio, a diminuição da oferta ou aumento da necessidade.

2.3.2 Características Elétricas do Sinal de PPG

A curva plestimográfica em geral é uma resposta muito lenta, que contém a máxima quantidade de informação numa faixa estreita de 10 *Hz*. A amplitude variará em função da adequada colocação dos sensores no dedo, mas considerando como padrão uma máxima amplitude entre 10 e 30 *mV*.

Para o pré-tratamento digital do sinal de PPG é feito por meio de dois estágios: o primeiro que elimina a componente de DC por meio de um filtro passa-altas; e a filtragem do sinal por meio de um filtro passa-baixas com frequência de corte em 5 Hz . Com uma banda limitada de 5 Hz , conseguimos identificar as principais características da onda plestimográfica..

2.4 Tempo de trânsito de pulso PTT.

A cada batida do coração, um pulso de onda viaja pelas paredes das artérias. Quanto mais rígidas forem essas paredes mais rápido viajará a onda. Quando esta bate nos pontos de ramificação, as ondas se refletem e invertem a direção da viagem até voltarem ao ponto inicial. Isto amplifica a pressão diastólica e facilita o fluxo de sangue em direção das artérias coronárias. Mas o aumento da velocidade de onda inicial e o posterior reflexo da mesma ao ponto do origem antes de que a válvula aórtica se feche causará que a pressão sistólica aumente mais que a pressão diastólica. Assim, este fenomeno ajuda no enchimento das arterias coronárias. Todos estas variações podem ter importantes indicações clínicas em termos de fluxo de sangue arterial coronária e podem contribuir para um aumento da pressão arterial sistólica.

O Tempo de trânsito de pulso PTT (*Pulse transit time* ou *Pulse arrival time*) é reconhecido como uma marca de correlação da pressão arterial. A estimação da pressão arterial restrita a um contexto não invasivo tem sido estudada por muitos pesquisadores na área, os quais indicam que “o PTT vem sendo a maior correlação existente entre a pressão arterial e o restante de grandezas médicas” [13]. Assim, as publicações indicam que os testes realizados resultaram na conclusão que o *PTT* decrementa com o aumento na pressão diastólica, e que, utilizando o tempo de chegada da onda de pulso *PTT* para calcular a velocidade da mesma, esta se incrementa quase de maneira linear com a pressão arterial, razões que nos guiam a que o método utilizado é o adequado para achar um mecanismo estimador de pressão arterial.

O PTT pode ser medido entre a onda *R* do complexo ECG até a máxima da curva pletismo-gráfica (*PPG*). Essa medida é identificada com a sigla (*rPTT*). Este tempo se correlaciona linearmente com a pressão sanguínea (BP)[14]. Na presente pesquisa, foram adquiridos simultaneamente sinais tanto de ECG, como de PPG do mesmo paciente; de maneira prévia apresentamos parte do resultado da nossa pesquisa, o qual utilizaremos para exemplificar o conceito do PTT. Na Figura 2.5 se apresenta uma faixa de [2-5] segundos, dos dois sinais *ECG* e *PPG* e os correspondentes tempos medidos do PTT para cada onda R e crista de PPG. Na tabela 2.3, são apresentados os resultados respeito dos sinais da figura 2.5.

Tabela 2.3: Tabela resultante da medição de ondas R e picos de *PPG* para o cálculo do *PTT* da figura 2.5

Ondas R	Picos de <i>PPG</i>	Tempo de trânsito de pulso <i>PTT</i>
2.31 seg	2.71 seg	0.405 seg
3.09 seg	3.49 seg	0.400 seg
3.88 seg	4.29 seg	0.405 seg

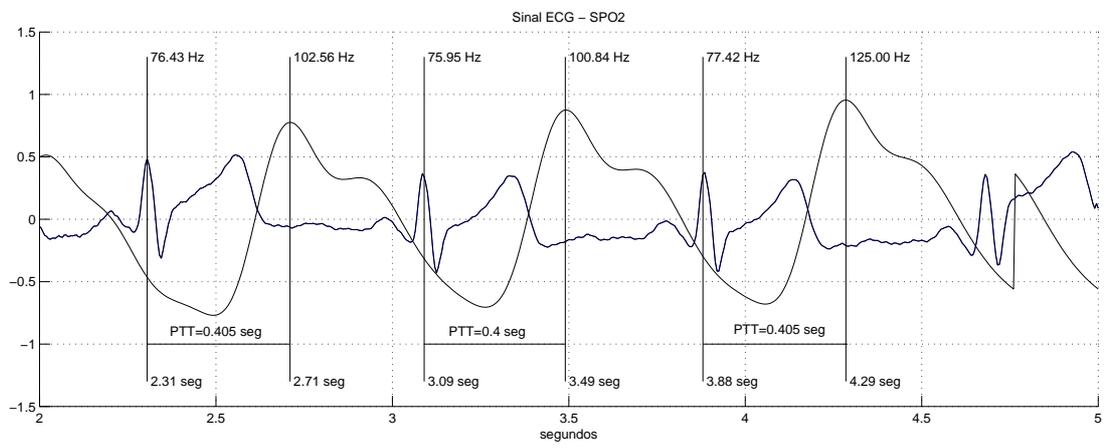


Figura 2.5: Grafico amostrando ECG, PPG e PTT

Capítulo 3

Detecção de Ondas e Eventos

3.1 Introdução

Nas grandezas médicas os eventos de interesse usualmente ocorrem por épocas [9]. Por tanto, a análise, monitoramento e diagnóstico requerem da identificação destas épocas. Uma vez que tenham sido identificado estes eventos, serão analisados em termos de duração, amplitude, morfologia, intervalos entre eventos, distribuição de energia e frequências contidas. Assim, é de muita importância a detecção destes eventos.

3.2 Detecção da Onda R do ECG

A identificação da onda R como primeiro parâmetro, nos leva a implementar um algoritmo o qual permita detectar e identificar o complexo QRS do conjunto de frequências envolvidas, para assim, posteriormente dentro do complexo QRS, identificar a onda R. Lembrando que temos o objetivo de embarcar um algoritmo de processamento de sinais biomédicos em um microcontrolador o qual se encarregará de gerenciar dentre outras coisas o sistema de processamento, LCD, reproduzidor de música etc, como foi explicado no Capítulo 1. A literatura a respeito indica como algoritmo mais utilizado o sistema desenvolvido por Pan-Tompkins, o qual é caracterizado por um diferenciador e um operador quadrático.

Com o objetivo de minimizar o trabalho do processador, foi iniciado o desenvolvimento de um algoritmo mais simples o qual responda com resultados satisfatórios. A decisão de implementar e trabalhar sobre o método baseado em derivadas deve se à praticidade e a simplicidade matemática. O mesmo método foi ponto de partida para o algoritmo de Pam-Tompkins e que é tratado por Rangaraj [9]. Estes dois procedimentos são explicados pelo autor.

O processo para a detecção da onda R deve passar primeiro pelo o pré-processamento do sinal ECG, considerando assim a filtragem necessária e a normalização do mesmo. Passa depois pela identificação do complexo QRS para depois identificar a onda R e o instante de tempo do pico. É de se ressaltar que o algoritmo a ser desenvolvido deverá realizar uma análise no domínio do tempo para assim identificar o instante de ocorrência da onda R.

3.2.1 Pré - Processamento Digital do sinal ECG

O sinal de ECG adquirido e sem nenhum processamento prévio é apresentado na figura 3.1, onde fica notório o ruído aderido ao sinal. Para se ter uma idéia clara das componentes de frequência a serem removidas, é apresentado na figura 3.2 o espectro em frequência do sinal da figura 3.1. Assim, na figura 3.2 fica claro que existe uma alta componente de 60 Hz e que a banda está limitada a 100 Hz , e que variações na amplitude importantes do sinal estão contidas numa banda de até 40 Hz . O pré-processamento inicia com a normalização do sinal, o qual é realizado por meio da divisão de cada amostra para o valor máximo da seqüência. Assim, teremos um sinal centrado do eixo horizontal e dentro da faixa de -1 até 1 .

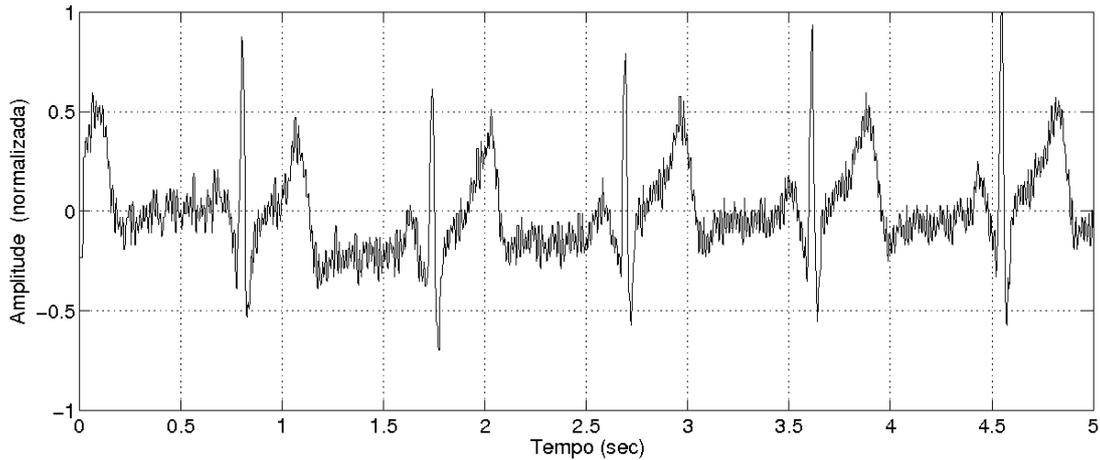


Figura 3.1: Sinal ECG original.

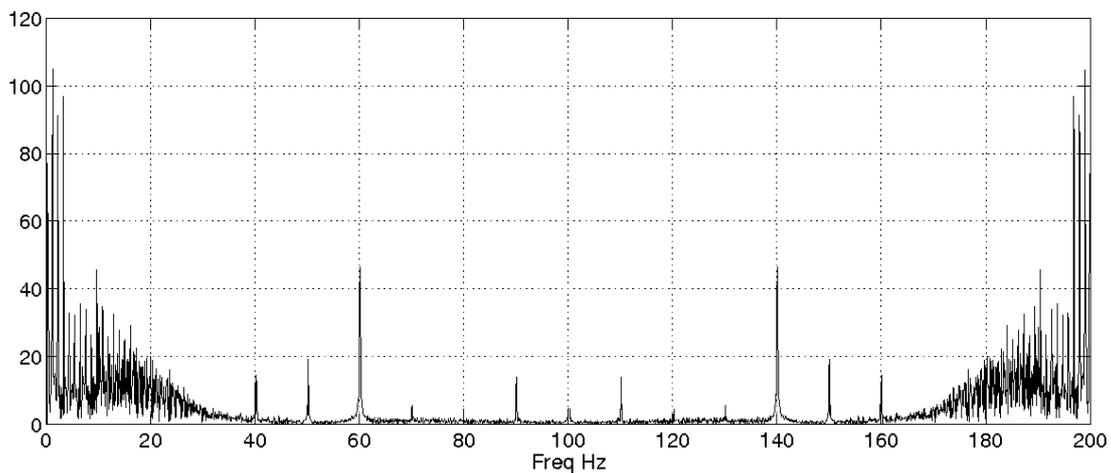


Figura 3.2: Espectro em frequência do Sinal ECG original.

O sinal foi filtrado por meio de um filtro passa-baixas de 8^{a} ordem o qual tem uma frequência de corte $f_c = 90\text{ Hz}$ e um filtro *notch* com $f_c = 60\text{ Hz}$. Como foi indicado na seção 1.3 o sistema de aquisição tem uma taxa de amostragem efetiva $f_s = 200\text{ Hz}$. O sinal ECG também é filtrado com um filtro média móvel de 8 pontos, tornando mais suave o sinal e eliminando picos duplos que confundiriam a detecção da onda R. Na figura 3.3 é apresentada o sinal de ECG filtrado pelos filtros passa-baixas, *notch* e média móvel, o sinal está na faixa de 0 a 5 *seg* a mesma que da figura

3.1 e na figura 3.4 é apresentado o espectro em frequência do sinal filtrado. Podemos perceber com respeito à figura 3.2 que foi removido completamente a interferência de 60 Hz e o ruído de alta frequência, ficando uma faixa muito clara de aproximadamente até 20 Hz . Uma característica importante é que o filtro média móvel, além de eliminar picos duplos que são de alta frequência também atenuam as componentes de baixa.

O resultado desta filtragem é um sinal mais “limpo” que permite a identificação de seus componentes de uma maneira mais fácil, porém é um sinal que sofreu atraso o qual afetará a determinação dos instantes dos picos da onda R e os intervalos medidos com relação as cristas do PPG. Portanto, foi implementado uma compensação no atraso do sinal, o qual devolverá o sinal à posição original ficando sincronizado com todo o sistema.

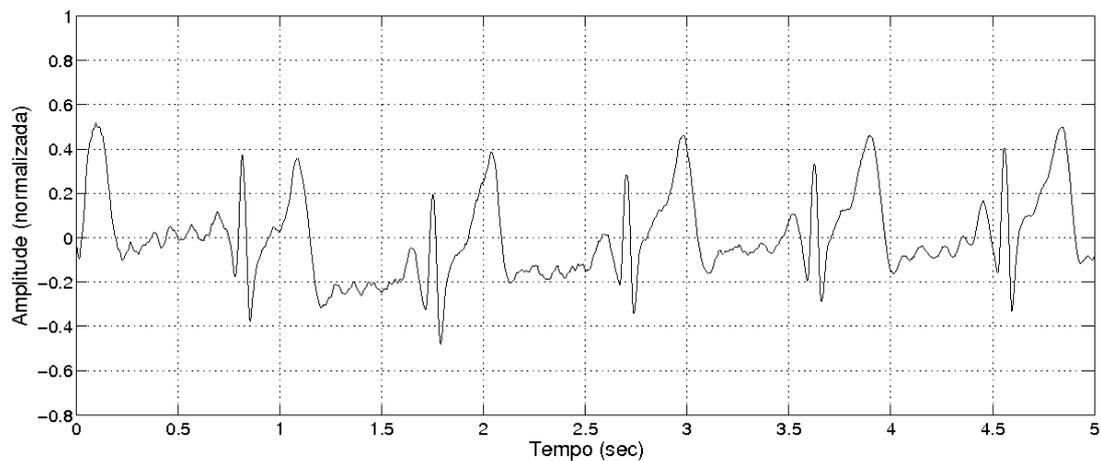


Figura 3.3: Sinal ECG após filtragem com passa-baixas de 90 Hz , filtro notch 60 Hz e filtro média móvel de 8 pontos.

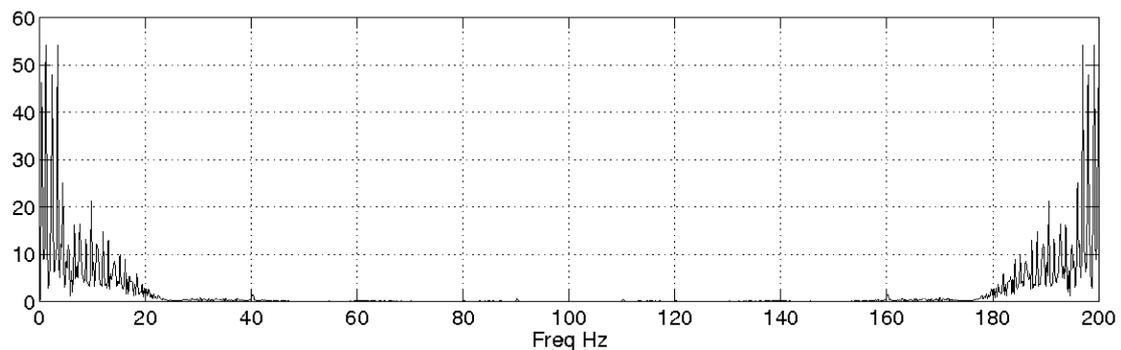


Figura 3.4: Espectro do sinal ECG filtrado após filtragem com passa-baixas de 90 Hz , filtro *notch* 60 Hz e filtro média móvel de 8 pontos.

3.2.2 Método Derivativo para o sinal ECG

O metodo derivativo é uma técnica que tem o objetivo de remover a linha base do sinal de ECG. O operador derivada no domínio do tempo remove partes do sinal de entrada que são constantes enquanto que as variações resultarão em valores altos na saída.

O operador ideal $\frac{d}{dt}$ no domínio do tempo resulta da multiplicação da transformada de Fourier do sinal original por $jw = j2\pi f$ no domínio da frequência. Portanto, se $X(f)$ é a transformada de Fourier do sinal $x(f)$, então a transformada de Fourier de $\frac{dx}{dt}$ é $j2\pi fX(f)$ ou $jwX(w)$. A resposta em frequência do operador $H(w) = jw$. Assim, o ganho da resposta em frequência se incrementa linearmente com a frequência, começando com $H(w) = 0$ em $w = 0$. Deste jeito a componente de DC é removida pelo operador derivada e as altas frequências recebem um ganho incremental linear: o operador derivada pode ser a representação por um filtro passa altas, podendo ser utilizado como um supressor de componente de DC e um atenuador de baixas frequências [9].

O operador primeira derivada é dado pela equação 3.1 e de maneira intuitiva a sua função de transferência é a equação 3.2 [9]

$$y(n) = \frac{1}{T}[x(n) - x(n-1)]. \quad (3.1)$$

$$H(z) = \frac{1}{T}(1 - z^{-1}). \quad (3.2)$$

fica claro, assim que temos um zero em $z = 1$, na componente DC.

Para diminuir o problema da amplificação do ruído, esta pode ser controlada por meio da média de duas saídas sucessivas da equação 3.1:

$$\begin{aligned} y_o(n) &= \frac{1}{2}[y(n) + y(n-1)] \\ &= \frac{1}{2T}[x(n) - x(n-1) + x(n-1) - x(n-2)] \\ &= \frac{1}{2T}[x(n) - x(n-2)]. \end{aligned} \quad (3.3)$$

A função de transferência da equação 3.3 é:

$$H(z) = \frac{1}{2T}(1 - z^{-2}) = \left[\frac{1}{T}(1 - z^{-1}) \right] \left[\frac{1}{2}(1 + z^{-1}) \right]. \quad (3.4)$$

Para obter a segunda derivada, partindo da equação 3.2, podemos acrescentar um polo e um zero a mais nos pontos já existentes, ficando a seguir:

$$\begin{aligned} H(z) &= \frac{z^2 - 1}{z^2} \left(\frac{z^2 - 1}{z^2} \right) \\ &= 1 - z^{-2} + z^{-4}. \end{aligned} \quad (3.5)$$

Portanto, a segunda derivada fica:

$$y_1(n) = x(n) - 2x(n-2) + x(n-4). \quad (3.6)$$

Na figura 3.5 é apresentada a resposta em magnitude dos três operadores analisados até o momento nas equações 3.1, 3.3 e 3.6.

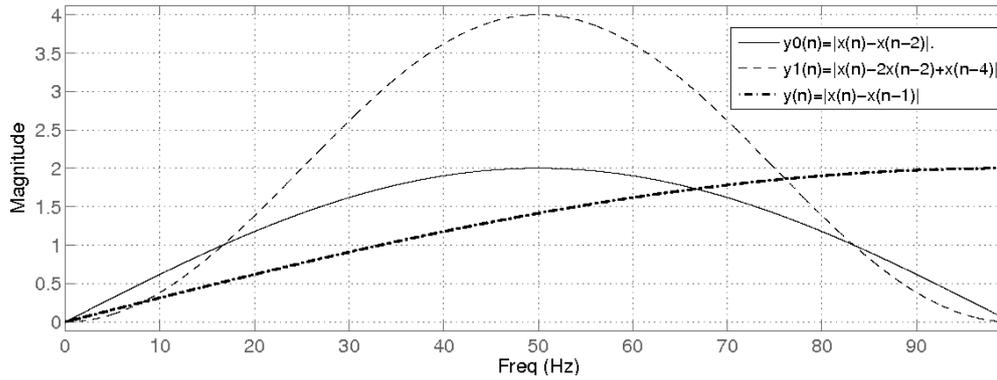


Figura 3.5: Resposta em Magnitude para operadores diferenciais.

Assim, o sinal é filtrado pelos filtros 3.3 e 3.6 e os dois resultados são combinados segundo a equação 3.7.

$$y_2(n) = 1.3y_0(n) + 1.1y_1(n) \quad (3.7)$$

Todo o processo derivativo do sinal ECG está apresentado nas figuras 3.7 até a figura 3.9, sendo que a figura 3.6 é o sinal original após a filtragem, ou seja, é o sinal da figura 3.3.

3.2.3 Mascaramento do complexo ECG

Após a análise e detecção do complexo QRS, passamos à fase de se identificar a onda R, para o qual foi desenvolvido um método de mascaramento.

O primeiro passo é criar uma máscara para o sinal, portanto aplicamos um limiar no sinal $y_2(n)$. O valor do limiar foi identificado experimentalmente em 0,4. Assim, os valores sobre do limiar são feitos iguais a um (1) e os valores abaixo do limiar ficam iguais a zero (0). A máscara resultante está na figura 3.10. A máscara que foi criada se encontrada atrasada em relação ao sinal original, já que foi criada a partir do sinal $y_2(n)$ que ainda está atrasada no tempo, pelo que compensamos o atraso que em um número total de 6 amostras, ficando a máscara resultante sincronizada com o sinal original.

Com a máscara sincronizada com o sinal original podemos multiplicar ponto a ponto os dois vetores. Assim, seleciona-se apenas as ondas R do sinal ECG, de uma maneira bem definida, como é apresentado na figura 3.11.

A figura 3.11 apresenta o sinal ECG original e em traço mais forte a onda R identificada.

3.2.4 Avaliador de onda R e de Frequência Cardíaca

Quanto a máscara foi aplicada pudemos encontrar com precisão a posição de cada intervalo R-R, e assim determinar sua frequência instantânea e, portanto, o instante de ocorrência. Para

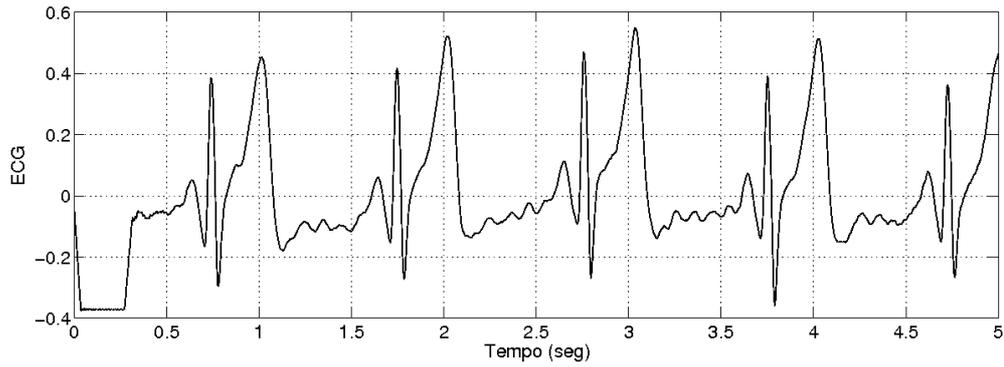


Figura 3.6: Sinal ECG Filtrado e Normalizado.

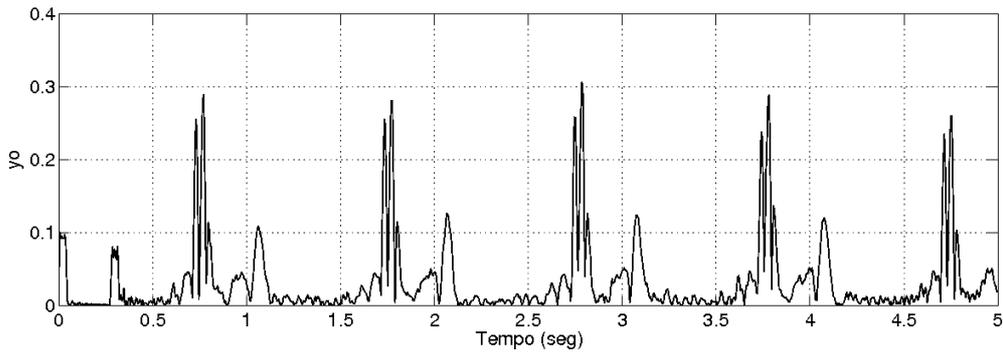


Figura 3.7: Primeira derivada do sinal ECG equação, 3.3.

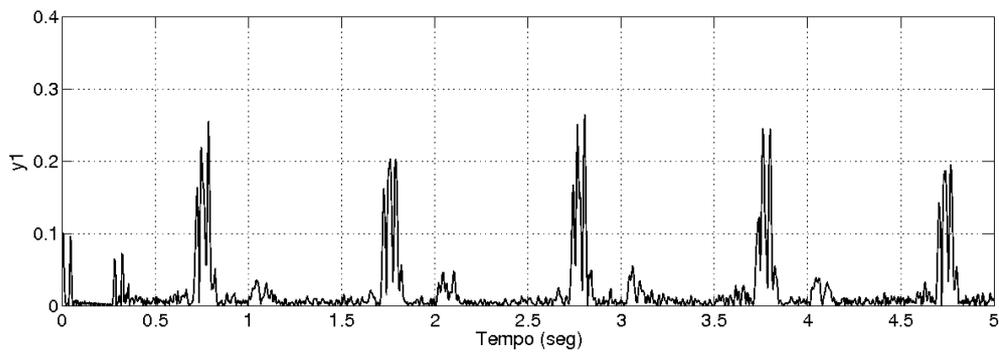


Figura 3.8: Segunda derivada do sinal ECG equação, 3.6.

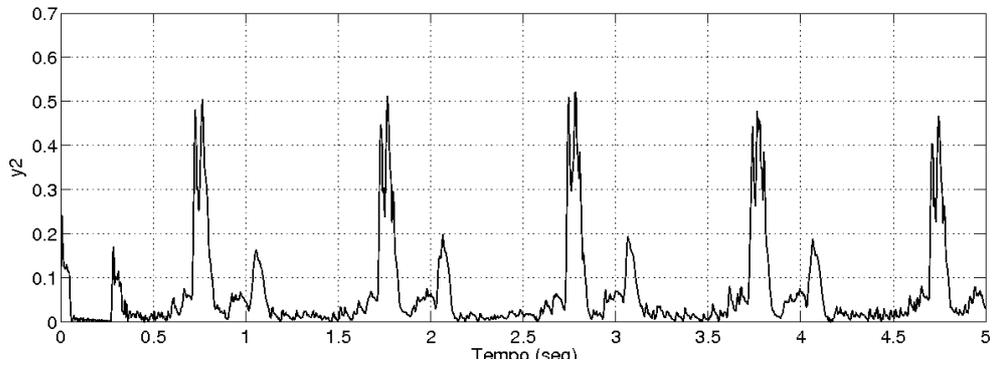


Figura 3.9: Resultado da equação 3.7, somas ponderadas

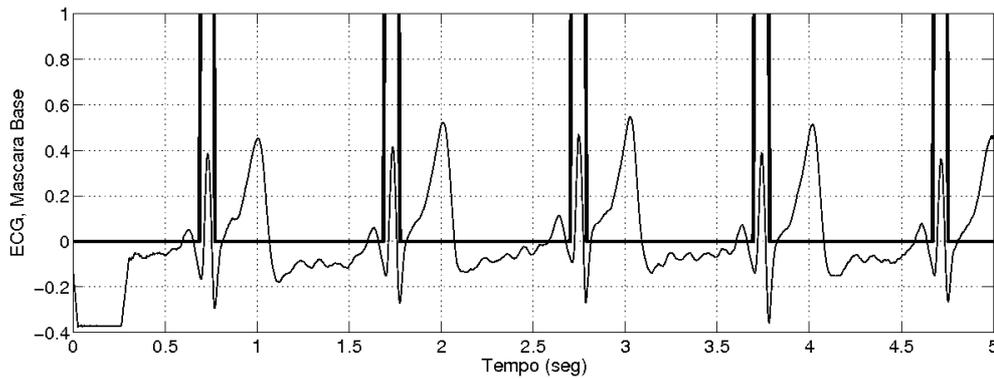


Figura 3.10: Máscara para o sinal ECG da figura 3.6

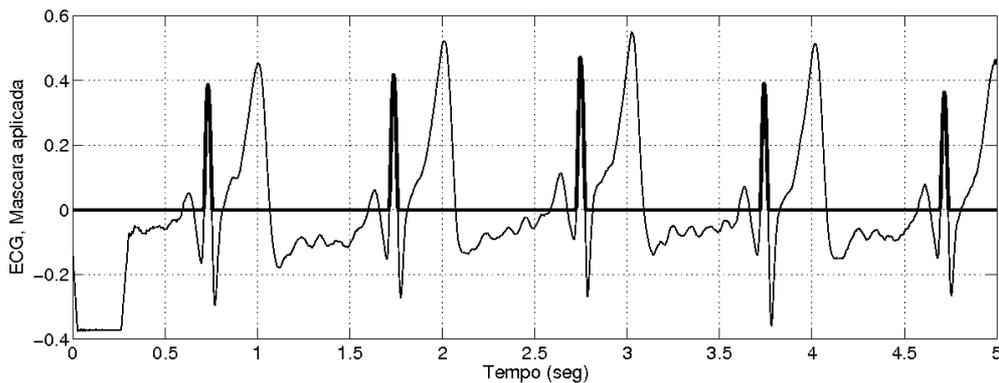


Figura 3.11: Aplicação da máscara para o sinal ECG da figura 3.6

realizar este processo, é analisado cada amostra da máscara comparando cada amostra com um limiar o qual se encontra em 0.1. Quando o valor da amostra supera o valor do limiar, esta amostra é comparada com uma amostra anterior e uma amostra posterior, para determinar se é superior a estas duas. Ao momento que esta última afirmação é positiva, é armazenado o valor da amostra em um segundo vetor. Este é o instante do pico R.

Ao conhecer a amostra em que se considera a existência do pico R, determinamos a frequência instantânea e, portanto, o instante de ocorrência, pois conhecemos a frequência de amostragem e o número de amostras entre cada onda R. Na figura 3.12 é apresentada a frequência cardíaca instantânea de cada intervalo R-R detectada para 5 minutos de coleta.

Este procedimento se mostrou muito útil já que pudemos avaliar o caso de ter uma amostra muito próxima que possui a condição mínima de amplitude e que pudesse ser confundida como um pico válido do complexo ECG. Ao ter conhecimento da frequência entre este falso positivo e o pico real, temos a capacidade de descartar um deles.

Nestes casos a frequência limite dos batimentos cardíacos será o melhor critério para identificar esta amostra como um erro de detecção. Alguns autores na área de educação física e fisioterapia apresenta que a frequência cardíaca máxima (FC_{max}) é dada pela equação 3.8 [15] como uma forma geral e simples para determinar este limite.

$$F_{max} = 208 - (0.7 * idade) \quad (3.8)$$

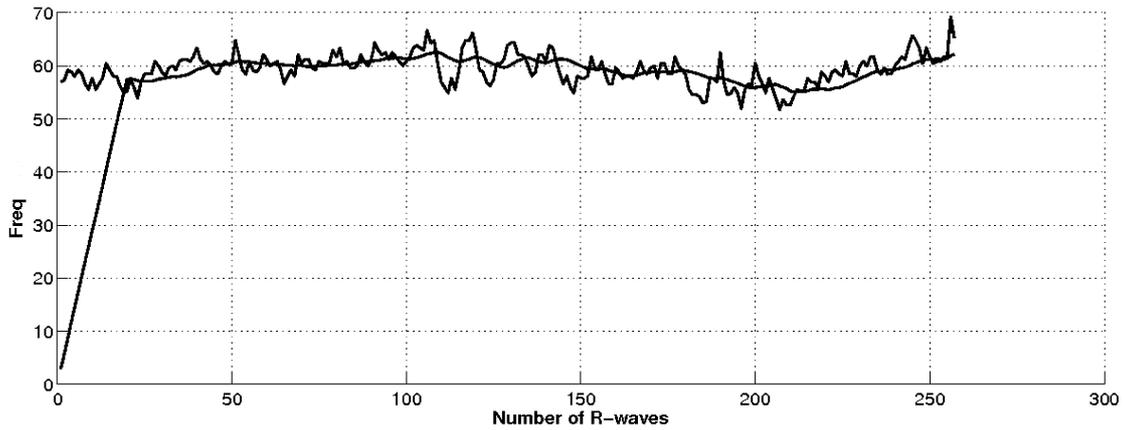


Figura 3.12: Frequência cardíaca instantanea (bpm) para 5 minutos de coleta

Com base neste valor pudemos indicar como FC_{max} o valor de 200 batimentos por minuto, assim limitando ao nosso sistema para este valor. Por meio de testes foi avaliado este valor como sendo aceito para o funcionamento do sistema.

3.3 Detecção de cristas do sinal de PPG

Como foi definido na secção 2.3, o interesse principal na curva plestismográfica é para determinar o instante em que se encontra o ponto mais alto da curva, o qual indica a presença da quantidade máxima de oxigênio durante um ciclo de batimento cardíaco.

Mas, para este propósito, foi avaliado uma dificuldade especial no tratamento do sinal PPG ao revelar algumas características que a seguir vamos explicar. Na secção mencionada acima foi dito que apenas o sinal de oximetria possuía uma banda de até 5 Hz , o que para fins de processamento pode resultar numa vantagem, mas para fins de trabalho do equipamento resulta numa dificuldade.

Se o sinal de baixa frequência que temos é limitado até 5 Hz , o imunizamos contra a interferência do ruído de alta frequência, o que é desejável, mas ao termos esse sinal adquirido pelo sistema que será utilizado pelo paciente em condições de movimento resulta que ele será corrompido porque a movimentação do corpo do paciente que se encontra na mesma baixa frequência que nosso sinal. A adição deste tipo de interferência nos sensores provoca uma interferência considerável e de difícil filtragem.

Foi testado o mesmo processo derivativo utilizado na análise do complexo ECG, e ele se mostrou satisfatório para a detecção das cristas na curva plestismografica e na identificação dos instantes de tempo de ocorrência de estes.

O sistema de aquisição tem a característica de trabalhar com uma única frequência de amostragem de 200 Hz para todo o sistema, que é multiplexado para os 3 canais de ECG e para um canal de oximetria. Portanto, a frequência efetiva de amostragem para a curva plestismográfica é de 50 Hz . Mas o protocolo de comunicação com o sistema de aquisição entrega a mesma quantidade de amostras que do sinal ECG, querendo dizer com isto que, entre duas amostras válidas de PPG, temos 3 amostras com valores iguais a zero colocadas pelo sistema para, desta maneira, garantir a

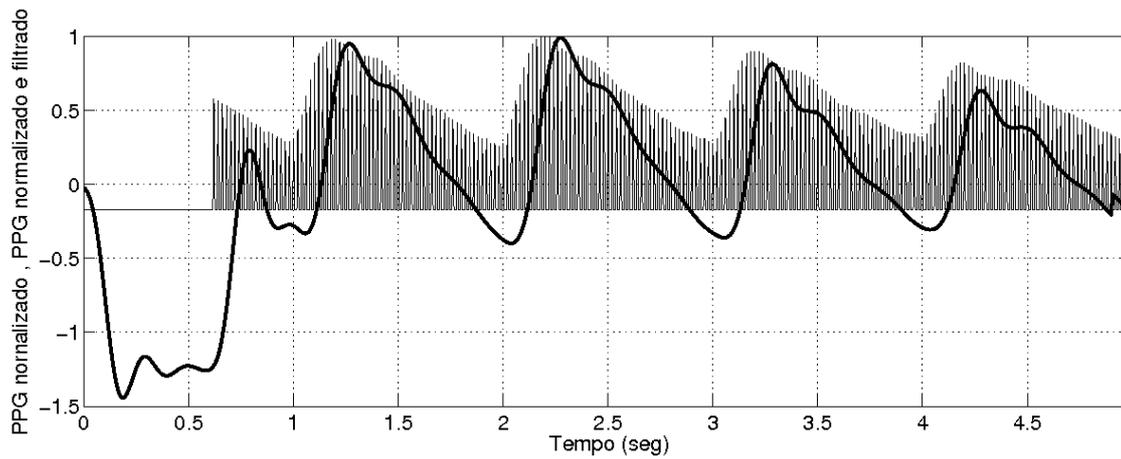


Figura 3.13: Vetor do sinal PPG original normalizado e sinal PPG filtrado e normalizado

sincronização dos sinais.

3.3.1 Pré - Processamento Digital do sinal PPG

Encontrar a abordagem certa para lidar com a forma de onda dos sinais PPG recebidos, vem sendo um ponto crítico dentro do desenvolvimento do sistema. Os zeros adicionados entre as amostras garantem a sincronização dos dois sinais, o que facilita o processamento futuro, mas estes zeros não trazem informação do sinal.

Inicialmente, um processo de interpolação é a abordagem mais intuitiva, mas com um trabalho computacional importante. Assim foi usado o fato que se um vetor com tais características for filtrado e normalizado, a resposta deste processo resultará em uma interpolação natural das amostras.

O pré-processamento do sinal PPG é composto por três estágios, similares ao pré-processamento do sinal ECG. A seguir enumeramos esses passos:

1. Normalização.
2. Filtro passa-baixas com frequência de corte 5 Hz .
3. Filtro média móvel de 8 pontos.
4. Compensação do retardo na sinal PPG em 20 amostras.

Após estes passos obtém-se um sinal que permite realizar um processamento com a finalidade de detectar as cristas do sinal PPG e os instantes em que ocorreram.

3.3.2 Método Derivativo para o sinal PPG

O sinal de PPG tem energia em componentes de baixa frequência que são o resultado da interferência elétrica e também da natureza do sinal. Se processamos o sinal por meio do método

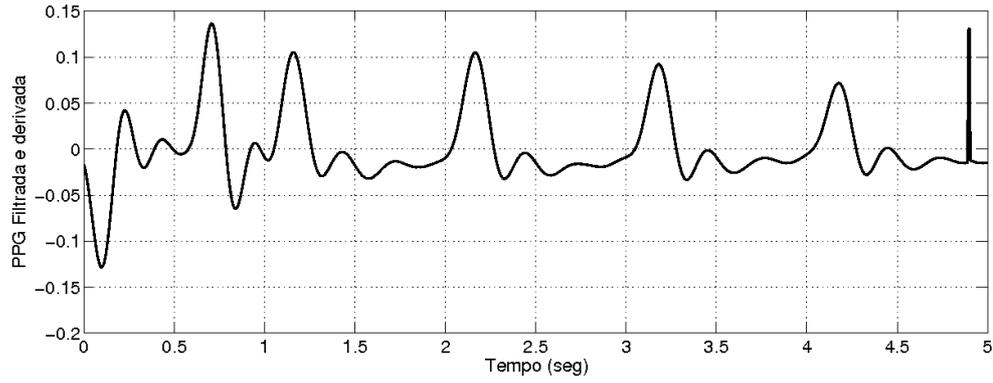


Figura 3.14: Sinal PPG após processo derivativo

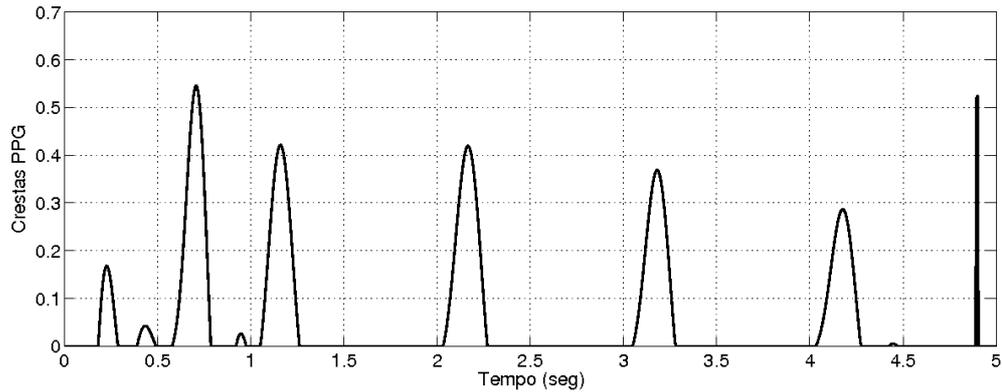


Figura 3.15: Crestas amplificadas do sinal PPG

derivativo e aplicamos o sinal PPG na equação 3.3, e com ajuda da resposta em frequência representada na figura 3.5, temos claro que o sinal por estar limitado em até 5 Hz , terá selecionado as componentes de baixa frequência. Na figura 3.14 é apresentado o resultado de um sinal PPG após estes procedimentos, onde fica muito notório a eliminação da componente de baixa frequência e a acentuação das cristas na curva.

3.3.3 Avaliador de cristas de PPG

Após o processo derivativo temos que encontrar as cristas do sinal PPG para o qual foi dado um ganho para depois zerar todos os valores abaixo de zero. Na figura 3.15 é apresentado este procedimento por meio do qual ficam marcadas as cristas do sinal PPG para a posterior detecção do instante em que ocorreram.

3.3.4 Avaliador de Crestas detectadas no sinal de PPG

As cristas do sinal de oximetria são avaliadas de forma semelhante a que se usou para mascarar o sinal do ECG. Primeiro determinamos um limiar com o qual será comparada cada amostra. Se a amostra supera esse valor, verifica-se se o valor desta é maior ou menor que uma amostra anterior e uma amostra posterior. Desta maneira determinamos com certeza a crista do sinal. Para evitar cristas erradas muito próximas, aplicamos o mesmo critério da FC_{max} o qual limita ao máximo de

200 batimento por minuto, evitando desta maneira cristas duplas ou muito próximas. No diagrama da figura 3.16 é apresentado cada um dos estágios de processamento.

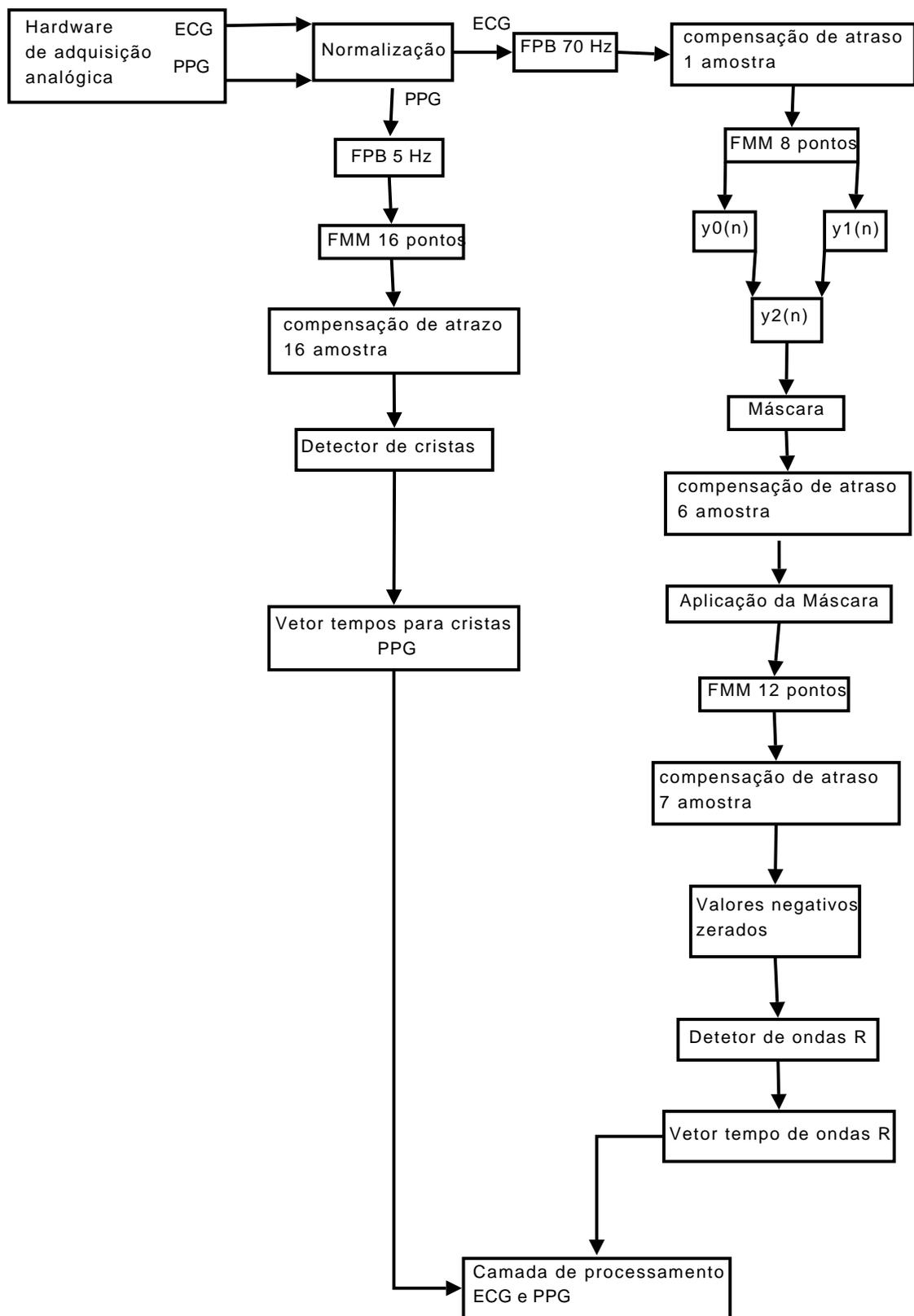


Figura 3.16: Diagrama de processamento dos sinais ECG e PPG

Capítulo 4

Desenvolvimento

4.1 Introdução

Os métodos pelos quais se faz a estimativa de pressão arterial de uma maneira não invasiva na qual intervenham grandesas médicas, são métodos em que o desenvolvimento tem como protagonista o tempo de trânsito de pulso PTT. Assim, é preciso garantir que este dado tenha uma categoria prioritária para nosso sistema.

Ao focar nossos esforços para desenvolver uma arquitetura de “firmware” por meio da qual permita estimar a pressão arterial em um equipamento portátil, leva-nos a pensar nas funcionalidades como serviço e como equipamento de medição.

Por meio da determinação dos eventos tratados no capítulo 3, determinamos o tempo instantâneo de ocorrência para cada onda R do complexo QRS e para cada crista do PPG, portanto, teríamos a capacidade de entregar um valor de PTT por cada medida de onda R e por cada crista detectada. Mas a frequência instantânea de cada onda R e de cada crista de PPG é variável. Portanto, o PTT variará de idêntica maneira. Mas se a medição do PTT é feita em intervalos pequenos, podemos obter um PTT que represente um grupo de amostras e atualize o valor pressão arterial.

4.2 Análise de separação entre cristas do sinal PPG

O sinal de oximetria sofre muita interferência causada principalmente pela movimentação do sensor o que gera cristas falsas, mas estes sinais de cristas falsas têm as mesmas características de frequência, amplitude e forma que o sinal desejado. Portanto, discernir um pico verdadeiro de um pico falso apenas pela forma do sinal é um pouco difícil.

Foi testado um mecanismo no qual é analisado o “frame” que contém os instantes de tempos em que ocorreram as cristas de PPG. O procedimento utilizado primeiro calcula a distância entre cada pico de PPG, a seguir calcula a média entre dois segmentos consecutivos. Este procedimento tem um motivo especial já que contém a informação da evolução da taxa cardíaca. Finalmente, é calculado a média do conjunto de valores.

Com uma média entre cristas identificadas, que sintetise uma característica geral de todo o “frame”, analisamos o distanciamento entre cada pico e comparamos com o espaçamento mínimo. Será considerando 1% de erro na distância entre eles. Neste ponto efetuaremos duas análises. A primeira calcula a distância mínima e a segunda verifica se tem a distância suficiente entre elas para existir cristas entre elas que provavelmente não foram detectadas.

A primeira análise determinará se o tempo entre cristas é o suficiente. Se o tempo for menor que a média geral de espaçamento, as cristas envolvidas serão identificadas para determinar qual será eliminada no seguinte passo.

Quando existe duas cristas no meio de um “frame” e não podemos identificar qual delas é causada pelo ruído, analisamos o tempo entre a primeira crista do par, com uma crista anterior para termos a certeza de sua validade. Esse valor deve cumprir com a média mínima de tempo. Se não cumprir, a crista é identificada como falsa e é eliminada. Mas se o tempo cumprir com a característica média de tempo, a crista é identificada como verdadeira e fica como base para e assim eliminar a segunda crista. Ficando a primeira como base temos certeza que a segundo é um pico que não deveria ser detectado. Mas se a primeira for eliminada será tomado como base de tempo da crista anterior para determinar a distância media mínima com a segunda crista que foi identificada como possível crista falsa.

Na figura 4.1, é apresentado um esquema de como é efetuado este mecanismo de discriminação de cristas falsas do sinal PPG. Na figura se apresentam identificadas com os índices 1 e 2 as duas cristas que o sistema identificou como possíveis cristas falsas. Como primeiro passo, identificamos o tempo da primeira crista com o da crista anterior, sendo este tempo correspondente com o tempo médio entre cristas, marcamos a primeira crista como base. Imediatamente identificamos o tempo da segunda crista com a crista anterior. No caso da figura, este tempo não cumpre com o requerimento mínimo de tempo, portanto é eliminado.

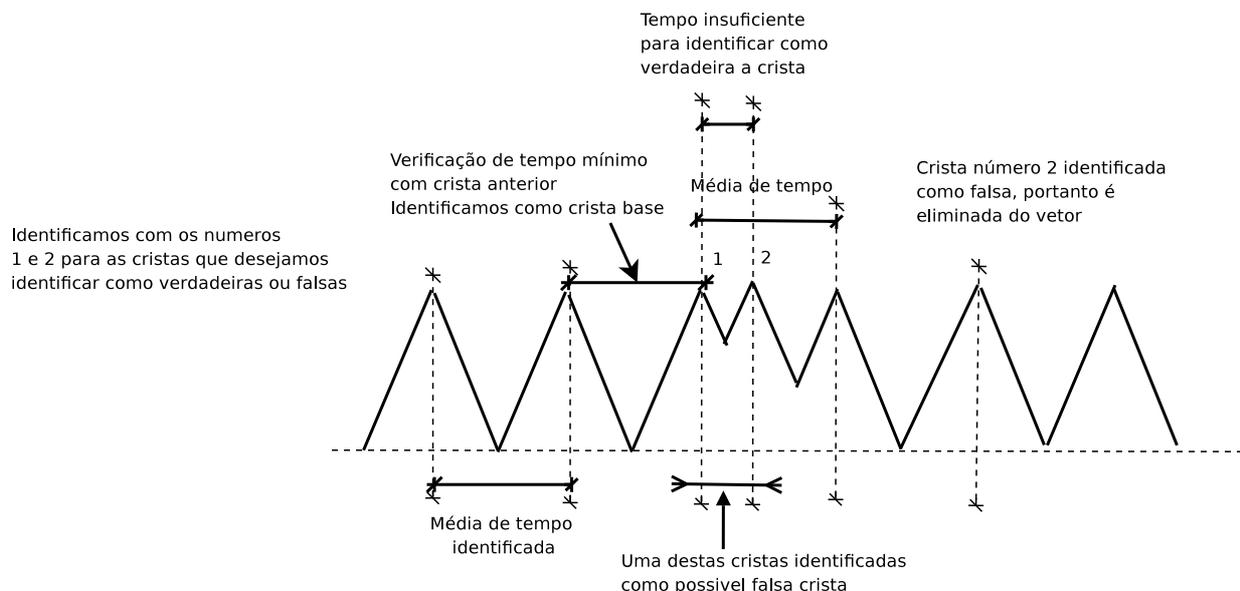


Figura 4.1: Esquema de eliminação de cristas falsas detectadas no sinal PPG.

Caso de uma crista não ser identificada. Analizandose o tempo entre cristas para verificar se

cumpra com a característica de ser duas vezes o tempo médio mínimo. Assim teremos a possibilidade de colocar uma crista com o objetivo de reconstruir as cristas do sinal. Se é necessário colocar mais de uma crista voltaremos a fazer o análise de tempos. De este jeito reconstruímos um vetor de cristas acompanhando o valor médio. Por meio de este mecanismo não se garante a reconstrução completa já que depende da qualidade do sinal. Em casos em que o sistema receba um sinal de baixa relação sinal-ruído teremos problemas para a reconstrução e portanto na determinação do PTT.

Na figura 4.2, é apresentado um esquema de como é efetuado este mecanismo de construção de cristas do sinal PPG. Note-se com duas cristas identificadas com os índices 1 e 2. Calculamos o tempo entre elas, verificamos se o tempo medido é pelo menos duas vezes a média de tempo entre duas cristas. Ao ter como tempo mínimo duas vezes a média de tempo, temos a possibilidade de colorcar um pico no tempo meio da faixa identificada. Assim reconstruímos o sinal de PPG, em função da média de separação entre cristas.

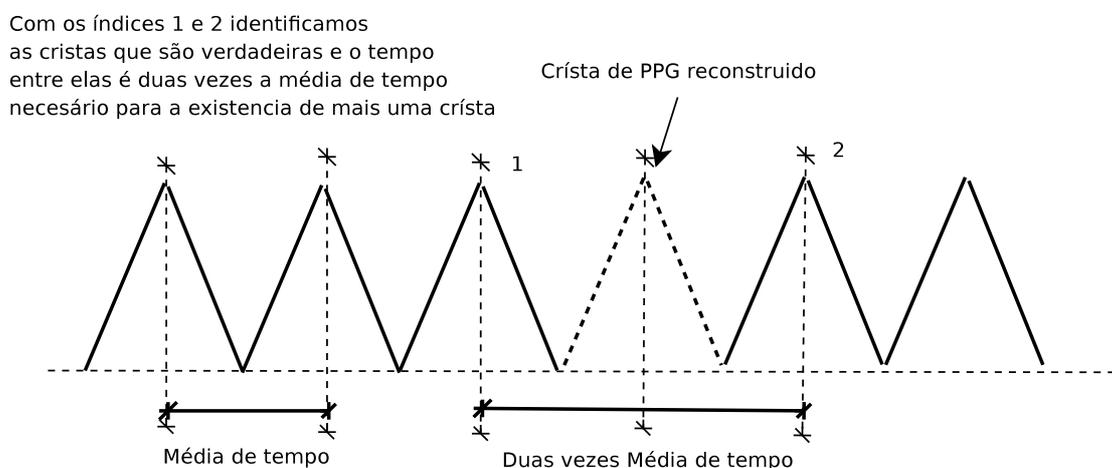


Figura 4.2: Modelo de reconstrução de cristas faltantes do sinal PPG.

4.3 Análise de vetores para ondas R e cristas do sinal ECG

O processo de detecção das ondas R e detecção de cristas PPG são independentes e, ainda que os sinais estejam sincronizadas, o processo de aquisição não garante que o mesmo “frame” de dados tenha o mesmo número de picos de ECG e o mesmo número de cristas PPG. Este problema é notório já que são adquiridos e separados “frames” de 10 segundos, tempo necessário para ter uma medição mais correta de PTT.

Nestes 10 segundos podem ocorrer de 8 a 10 batidas do coração a uma taxa cardíaca baixa, o que nós dará como máximo 8 a 10 medidas de PTT, considerando a qualidade do sinal e o número de ondas R e cristas PPG que foram detectadas e a correspondência de cada onda R com cada crista PPG. Um efeito adicional encontrado no sistema de aquisição é que a transmissão de dados não ocorre no mesmo instante para o sinal de PPG e ECG, como foi explicado na seção 1.3.

Na figura 4.4 é apresentado um diagrama que indica o tratamento em que se analisa as ondas R e as cristas de PPG. O primeiro passo é determinar se há o mesmo número de ondas R e de

cristas PPG¹. Se o número de cristas e ondas R é o mesmo, analisamos cada valor correspondente. Se a diferença de tempo do valor da crista PPG com o valor de tempo da onda R é positivo, o resultado obtido será o valor de PTT, e é assim se percorre todos os valores dos vetores. Mas se o resultado é negativo, elimina-se a primeira crista PPG e a primeira onda R. Ainda que os vetores após este processo fiquem menores, o objetivo é identificar a correspondência de ondas.

O segundo caso analisado é quando os dois vetores são distintos e tem um número diferente de ondas R ou de cristas de PPG, lembrando que este evento pode ocorrer quando os sinais estão com uma relação sinal ruído alta, ou quando o sistema de aquisição começou a transmitir de maneira indistinta os dois sinais, ou quando o sistema não consegue detectar os eventos por causa da operação errada do equipamento. Para qualquer de estes casos, os dois vetores terão comprimentos distintos e serão analisados segundo a condição de ter maior quantidade de ondas R do que de cristas PPG. Se for positiva a condição, aplicaremos o critério de determinar se a diferença de tempo da primeira crista de PPG em relação à primeira onda R é positivo. Se afirmativa esta condição eliminaremos o último valor de crista de PPG, mas se a condição for negativa, será eliminado o primeiro valor de crista de PPG.

O terceiro caso analisado é quando se tem maior quantidade de cristas PPG. Nesse caso, e de forma semelhante que no primeiro, e aprofundando o critério se o primeiro valor de onda R menos o primeiro valor de crista PPG é positivo, será eliminado o último valor de onda R ou, em caso contrário será, eliminado o último valor de crista PPG.

Para representar este caso, apresentamos novamente na figura 4.3² um “frame” dos dois sinais PPG e ECG no mesmo instante de tempo. Nessa figura podemos identificar os casos acima explicados, onde temos quatro picos de ECG mas só três foram identificados. O último pico foi descartado. Por essa razão não é identificada por uma linha vertical. Para o sinal PPG temos quatro cristas, a primeira é apenas metade da curva no início do frame e a última é uma subida abrupta mas de amplitude menor que o restante. Ao aplicar o mecanismo de análise, descartamos a primeira crista de PPG, já que esta se encontra na frente do primeiro pico de ECG. No final do frame o sistema não identifica o que seria a última crista de PPG e, portanto, elimina o último pico de ECG.

O mecanismo a partir do qual se analisa vetores distintos de ondas R e cristas PPG é feito até conseguirmos que os dois vetores sejam iguais ou seja, tenha a mesma quantidade de picos. Uma vez que os vetores sejam iguais pode-se considerar que cada onda R e crista PPG são correspondentes, ainda que essa afirmação não seja completamente segura.

4.4 Cálculo PTT

Como já foi exposto nos parágrafos anteriores, o cálculo do PTT é simples, mas uma mudança significativa do valor de PTT é notório em intervalos longos de tempo e a estimativa da pressão arterial está em função do valor do PTT. É assim que foi confirmado por alguns pesquisadores na

¹A existência do mesmo número de ondas R e cristas PPG não quer dizer que sejam correspondentes umas com outras.

²Esta figura foi apresentada na secção 2.4

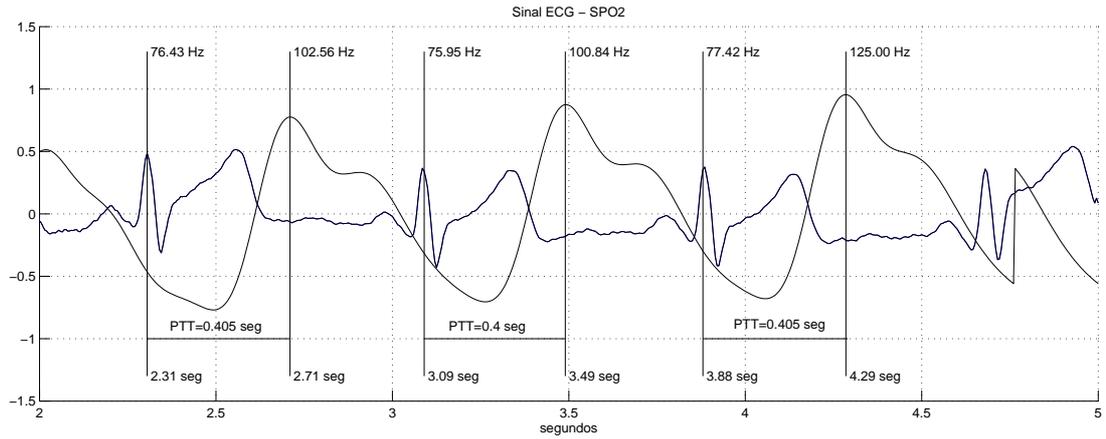


Figura 4.3: Gráfico amostrando ECG, PPG e PTT

área em que a pressão arterial é inversamente proporcional ao PTT [5, 14].

Pelos intervalos de aquisição após análise de cada segmento, no momento de se unir o cômputo do PTT para sua análise, concluímos que estamos perdendo a continuidade do resultado obtido. Na figura 4.5 é apresentado o valor de PTT para 5 minutos de coleta final, realizada por intervalos de 10 segundos. Na figura fica claro que os valores de descontinuidade, os valores apresentados nesta figura são no eixo horizontal o número de PPTs calculados e, no vertical, o tempo de duração para cada valor de PTT.

Projetamos um processo de janelamento entre os segmentos de PTT calculados. O mecanismo é dado por meio de pesos aplicados aos valores de fronteiras de cada segmento, para sobrepor e juntar cada segmento. Os pesos são sequencias como mostra o vetor de pesos 4.1.

$$\text{VetorPesos} = [0, 0.5, 1, 1, 1, \dots, 1, 1, 1, 0.5, 0] \quad (4.1)$$

Para esclarecer o processo que foi chamado de janelamento, apresentamos a figura 4.6, onde os pesos das fronteiras são multiplicados para cada amostra do frame analisado e, assim, é possível juntar os frames. O resultado do janelamento é apresentado na figura, onde a descontinuidade é solucionada.

A seguir apresentamos as figuras 4.7, 4.8, 4.9 que apresentam valores calculados de PTT para três pessoas distintas com um tempo total de coleta de 5 minutos e análise parcial de 10 segundos. Nessas figuras são apresentados os processos com e sem janelamento.

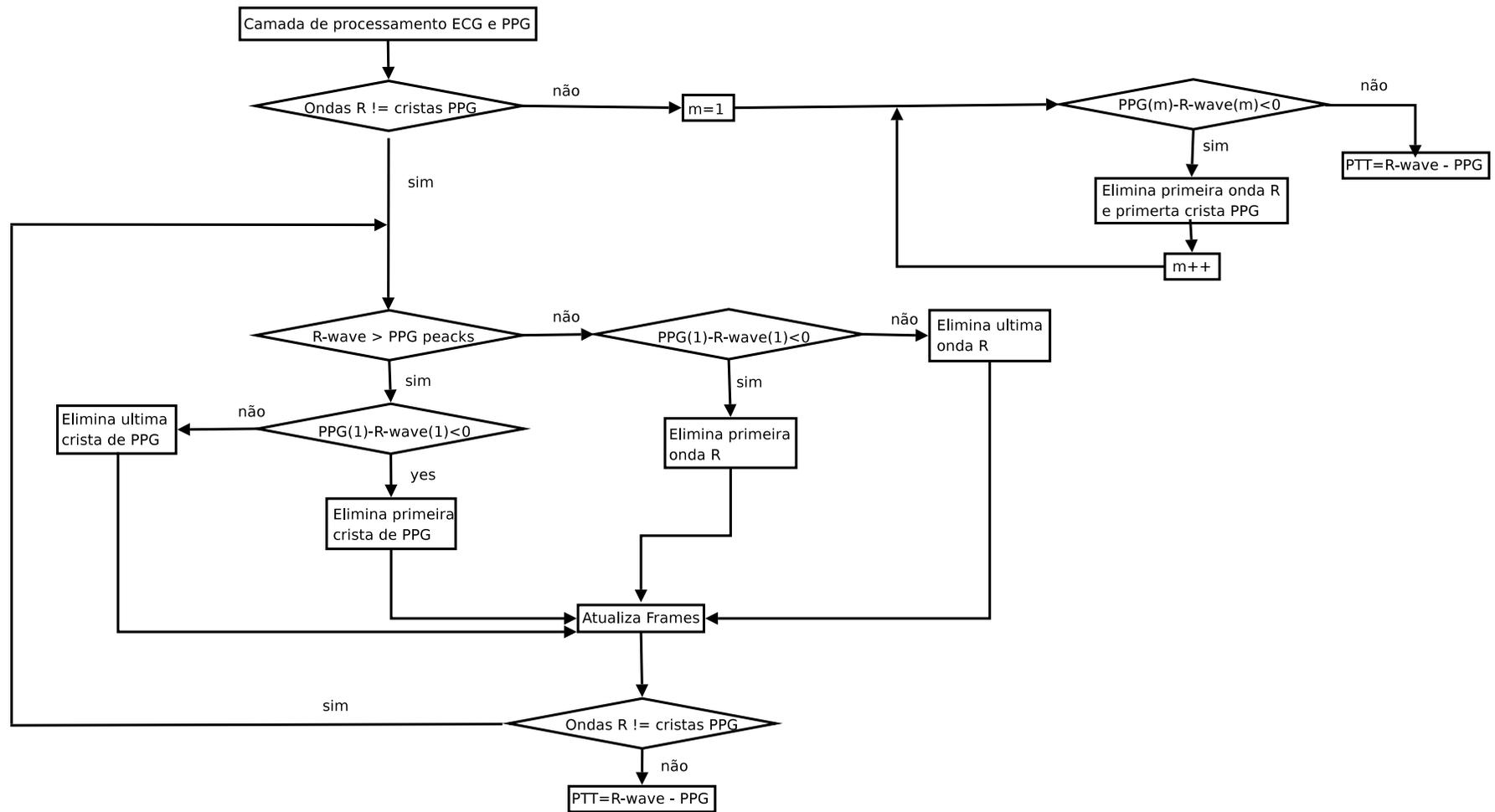


Figura 4.4: Análise de frames para cálculo do PTT.

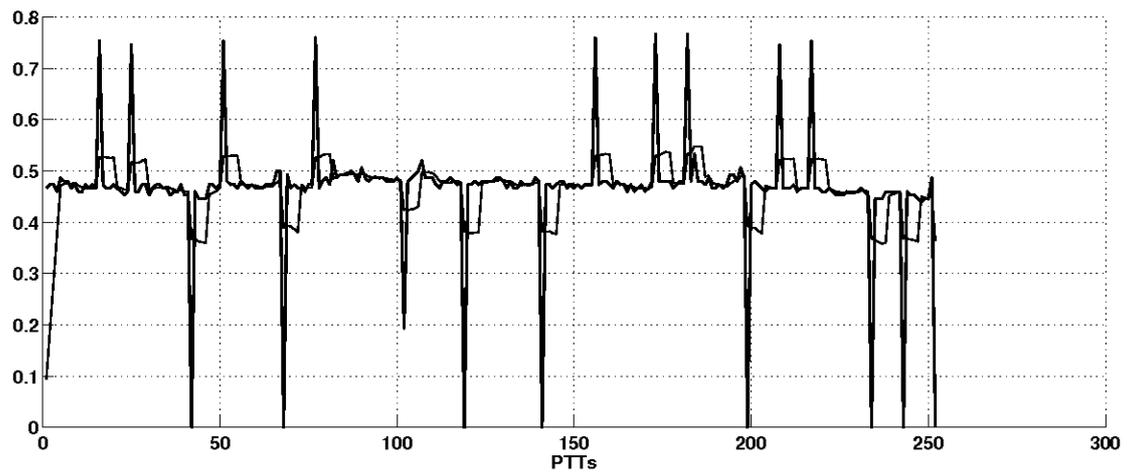


Figura 4.5: PTT sem Janelamento.

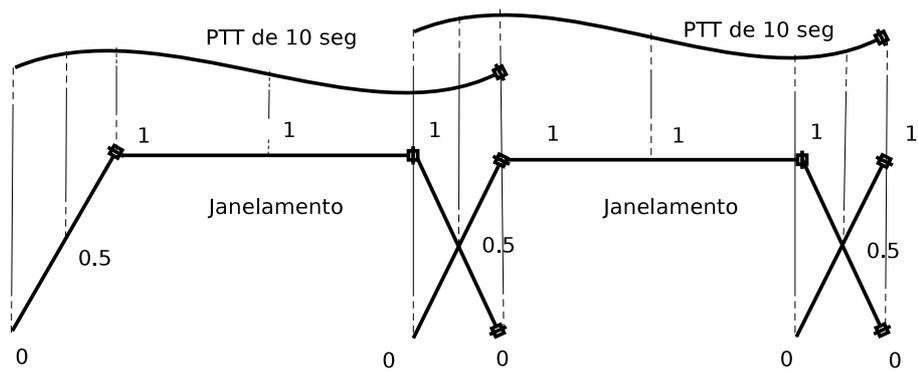
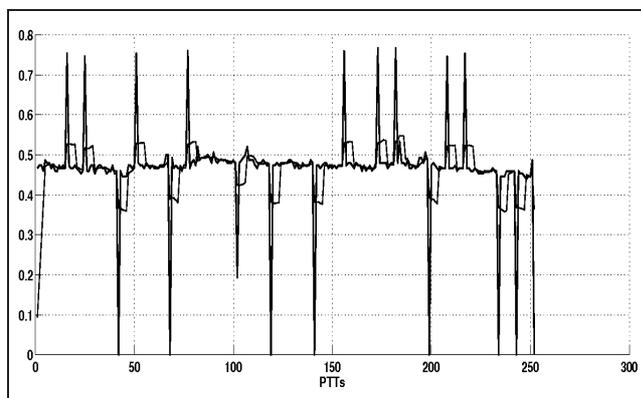
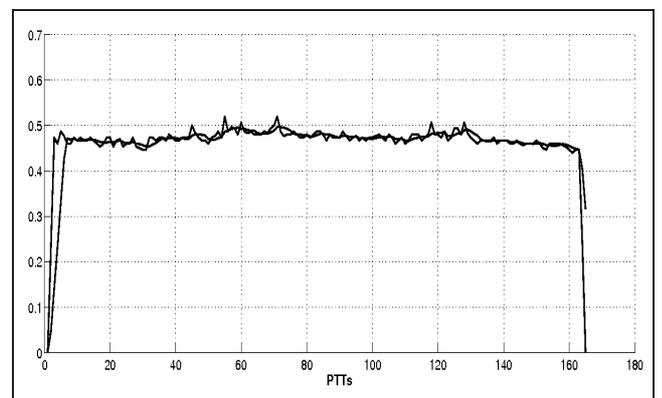


Figura 4.6: Processo de janelamento para medições de PTT.

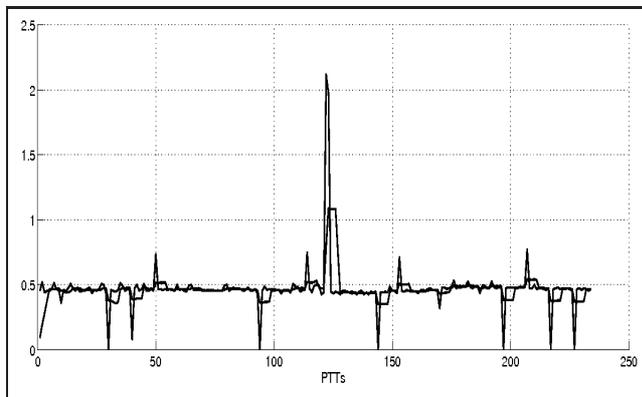


(a) PTT sem janelamento para a pessoa número 1

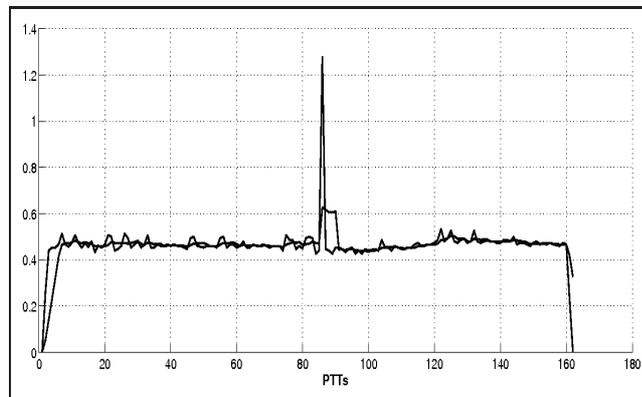


(b) PTT com janelamento para a pessoa número 1

Figura 4.7: Medição de PTT para a pessoa número 1

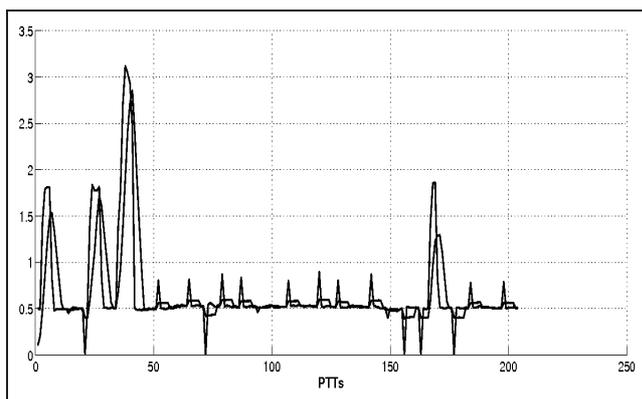


(a) PTT sem janelamento para a pessoa número 2

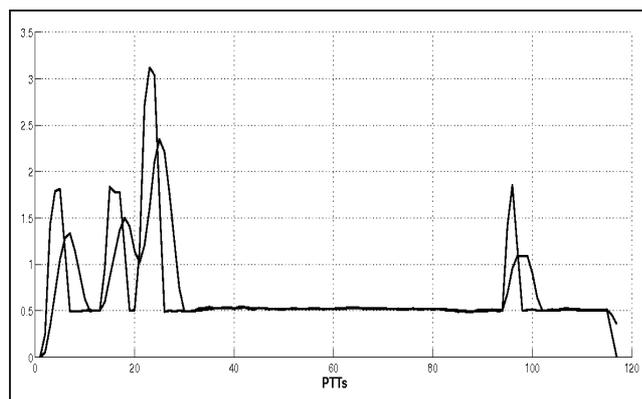


(b) PTT com janelamento para a pessoa número 2

Figura 4.8: Medição de PTT para a pessoa número 2



(a) PTT sem janelamento para a pessoa número 3



(b) PTT com janelamento para a pessoa número 3

Figura 4.9: Medição de PTT para a pessoa número 3

Capítulo 5

Estimadores de Pressão Arterial

5.1 Introdução

A revisão bibliográfica a respeito de estimadores de pressão arterial sistólica leva-nos a dois métodos por meio dos quais pode ser realizada uma estimativa baseada em distintos parâmetros.

O primeiro é apresentado por W. Chen e T. Kobayashi sob o título “Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration” [2]. Este método realiza uma estimativa da pressão arterial com base numa medição não invasiva ¹. Assim, acrescenta critérios que influenciam no valor estimado para a pressão sistólica.

O segundo método é apresentado por Parry Fung e Guy Dumond sob o título “Continuous Noninvasive Blood Pressure Measurement by Pulse Transit Time” [5]. Nele é apresentado a estimativa baseada puramente nas medidas de correlações médicas. Este método se baseia no modelo de energia cinética e na energia potencial que o sangue ganha ao formar a corrente que passa pelo corpo.

5.2 Medida de pressão arterial não-invasiva contínua através do tempo de trânsito de pulso

O presente modelo pressupõe que o fluxo das câmaras do coração até o dedo é um caminho rígido, pela artéria. É bem conhecido que as paredes das artérias podem se expandir e se contrair, conforme a capacidade da artéria que, em média, é de 0.0018 (lt/mmHg). O modelo estima a pressão diferencial entre dois pontos, o coração e o sensor do dedo, através da velocidade de onda de pulso. A onda de pulso viaja pela artéria desde o coração e a velocidade pode ser calculada a partir da distância dividida pelo PTT.

O trabalho da onda de pulso pode ser expresso em termos de energia cinética e de energia potencial gravitacional.

¹Medida base do esfigmomanometro

$$F.d = \frac{1}{2}mv^2 + mgh \quad (5.1)$$

onde:

F é a força exercida pela sangue,

d é a distância entre o coração e o dedo,

m é a massa do sangue,

v é velocidade de onda do pulso.

g é a constante gravitacional igual 9.81 m/s².

h é a altura diferencial entre dois locais. Neste caso, entre o coração e o dedo.

A força pode ser escrita em termos da pressão diferencial ΔBP (*Blood Pressure*) e a área pode ser definida como a secção transversal da artéria [14], conforme é apresentado na equação 5.2:

$$F = \Delta BP.a \quad (5.2)$$

Sustituindo a equação 5.2 em 5.1, temos:

$$\Delta BP = \frac{1}{2} \frac{m}{a.d} v^2 + \frac{m}{a.d} gh$$

assim $\frac{m}{a.d} = \rho$ que é a densidade do sangue e v pode ser expressado por $\frac{d}{PTT}$. Portanto:

$$\Delta BP = \frac{1}{2} \rho \frac{d^2}{PTT^2} + \rho gh \quad (5.3)$$

A distância d pode ser aproximada para a altura do paciente e a média da densidade do sangue é aproximada por $\bar{\rho} = 1035 \text{kg/m}^3$, sendo que PTT é o tempo em segundos da onda de trânsito de pulso.

A pressão em um segmento da artéria é reduzida a 70% da pressão total do corpo, pelo qual aproximamos a expressão para:

$$\begin{aligned} BP &= \frac{\Delta BP}{0.7} \\ &= \frac{1}{0.7} \left(\frac{1}{2} \rho \frac{d^2}{PTT^2} + \rho gh \right) \\ &= \frac{A}{PTT^2} + B \end{aligned} \quad (5.4)$$

Assim, a pressão arterial BP é caracterizada por dois termos, onde A pode ser estimado pela altura da pessoa H .

$$A = (0.6 \times H)^2 \times \frac{\rho}{1.4} \quad (5.5)$$

$$B = \frac{\rho g h}{0.7} \quad (5.6)$$

5.3 Estimativa contínua de pressão arterial utilizando o tempo de trânsito de pulso

A velocidade de onda de pulso depende da dimensão e da distensibilidade das paredes da artéria. Estes dois parâmetros são conjugados na expressão analítica descrita pela fórmula de Moens–Korteweg, apresentada na equação 5.7

$$v = \sqrt{\frac{gEa}{\rho d}} \quad (5.7)$$

onde:

- v é a velocidade de onda de pulso,
- g é a constante gravitacional,
- E é o módulo de elasticidade da veia,
- ρ é a densidade da sangue dentro da veia,
- a e d são a espessura e o diâmetro interior da veia,

Quando a pressão arterial aumenta, a espessura da artéria é diminuída e o seu diâmetro aumenta. Pela equação 5.7 fica claro que ambas são por causa da velocidade de onda de pulso. Podemos também perceber que o módulo de elasticidade da artéria aumenta de maneira exponencial com o incremento da pressão arterial [5] como mostra a equação 5.8 da mesma

$$E = E_o e^{\gamma P} \quad (5.8)$$

onde:

- E_o é o módulo de elasticidade à pressão zero,
- P é a pressão arterial (mmHg),
- γ é o coeficiente do anel da veia 0,016–0,018 (mmHg⁻¹).

Esta é a razão pela qual o incremento da pressão arterial acompanha o aumento da velocidade de onda de pulso. O tempo de trânsito de pulso T é inversamente proporcional à velocidade de onda de pulso, que é expresso na equação a seguir

$$v = \frac{K}{T} \quad (5.9)$$

onde:

K é o coeficiente de proporcionalidade [m] que indica a distância que tem que percorrer a onda do pulso no tempo $T[s]$.

Se aplicarmos a equação 5.7 e a equação 5.8 na equação 5.9, temos que:

$$\begin{aligned}\frac{gaE_0e^{\gamma P}}{\rho d} &= \frac{K^2}{T^2} \\ e^{\gamma P} &= \frac{\rho d K^2}{gaE_0 T^2}\end{aligned}$$

Separando o valor de P por meio do logarimo temos que:

$$P = \frac{1}{\gamma} \left[\ln \left(\frac{\rho d K^2}{gaE_0} \right) - 2 \ln(T) \right] \quad (5.10)$$

Se as alterações de a e d com relação às alterações na pressão da sangue são desprezíveis e se as alterações nas paredes das arterias (E_0) são suficientemente pequenas, o segundo termo pode ser considerado como constante em um curto instante de tempo. Assim, temos que:

$$\frac{dp}{dT} = -\frac{2}{\gamma T}$$

ou

$$\Delta P = -\frac{2\Delta T}{\gamma T} \quad (5.11)$$

Para a equação 5.11 pode-se ver que para pequenos períodos de tempo, a alteração elástica da artéria é desprezível. As alterações podem ser lineares com relação às alterações da pressão arterial. Portanto, a pressão arterial estimada P_e pode-se escrever como:

$$P_e = P_b + \Delta P$$

Assim P_b é o nível da pressão arterial medido e ΔP é o câmbio na base da pressão P_b .

$$P_e = P_b - \frac{2}{\gamma T_b} \Delta T \quad (5.12)$$

onde:

ΔT é a alteração no tempo de trânsito de pulso,

T_b é o valor de trânsito de pulso que corresponde à pressão P_b . A pressão P_b é a medida obtida por esfigmomanômetro de um sistema automático.

5.4 Contextualização dos Métodos de estimativa da pressão arterial

A utilização dos métodos apresentados nas seções anteriores é intuitiva e esses métodos são de implementação simples. Assim, o caminho prévio para se chegar aos modelos estimadores de pressão arterial é o apresentado na figura 5.1

Assim, podemos calcular o valor de frequência para cada onda R e para cada crista de onda PPG, de esta forma temos a capacidade de obter um valor de PTT. Ainda que os dados de frequência cardíaca sejam distintos uns dos outros, sempre se encontram ao redor de um valor médio. Portanto a utilização do valor instantâneo de cada evento resultará na apresentação errada do valor estimado de pressão arterial. O método adequado para evitar valores estimados sem sentido é processar uma média de valores nos quais contenham a característica da faixa analisada. Assim, vamos prover de um valor médio a cada 10 segundos de dados adquiridos. O resultado do processo de medida da pressão arterial não invasiva através do tempo de trânsito de pulso é apresentado na figura 5.2. Enquanto que na figura 5.3 é apresentado a estimativa contínua da pressão arterial.

Na figura 5.2, é apresentado a pressão estimada sistólica para 5 minutos de coleta de dados. Neste intervalo não foi apresentada uma variação de pressão arterial. O valor da pressão sistólica média é de 98 *mmHg*, no conjunto de dados coletados.

Na figura 5.3 é apresentada a estimativa contínua da pressão arterial tomando como base o valor medido de pressão arterial da figura 5.2. O resultado para este segundo método mostra que existe uma variação da mesma ao redor do zero.

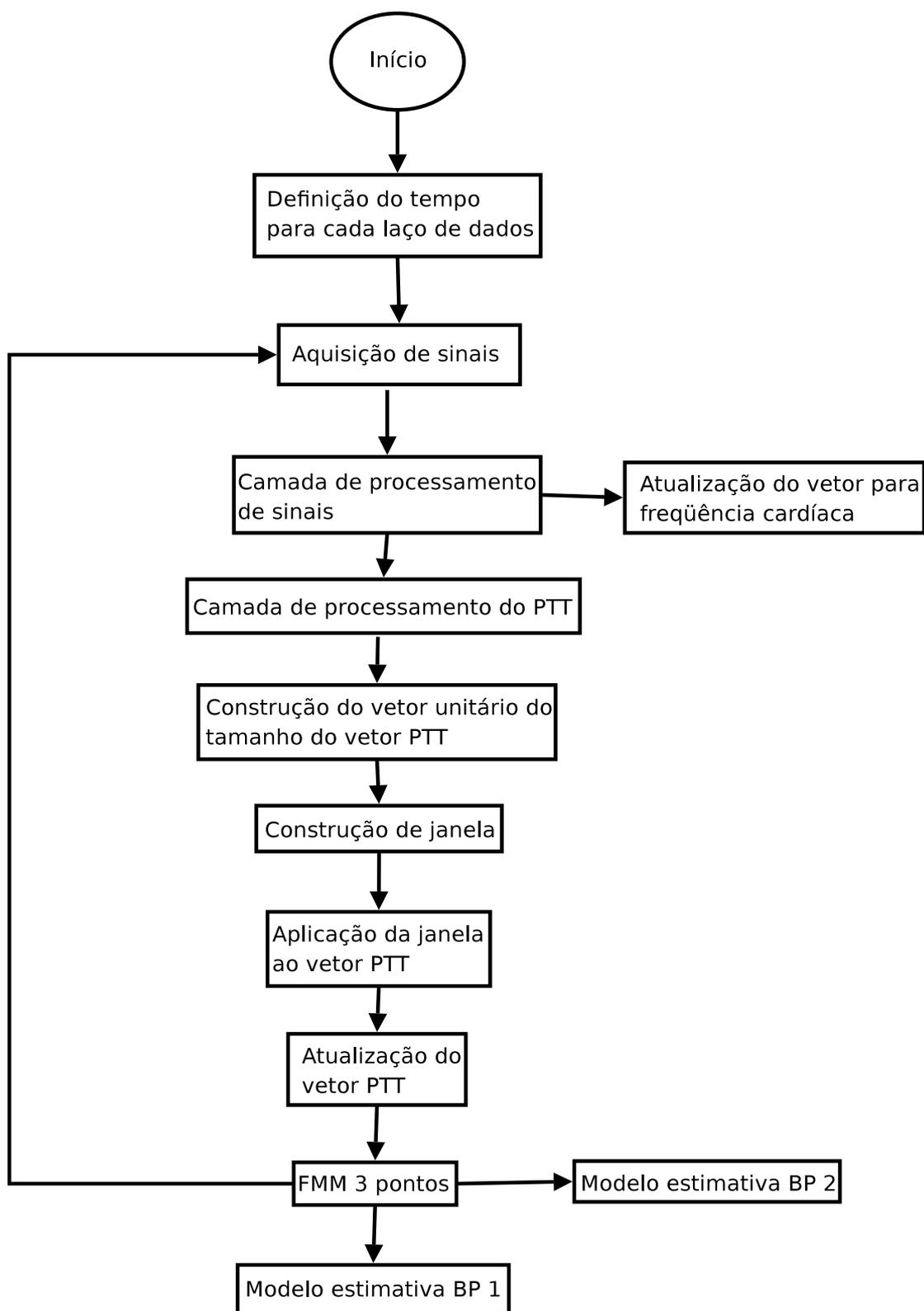


Figura 5.1: Esquema de aplicação dos Modelos para estimativa da pressão arterial.

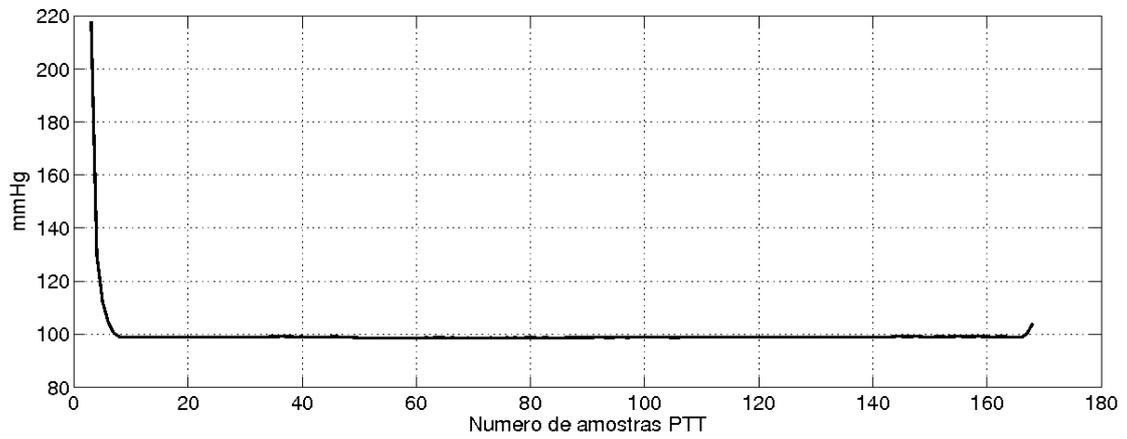


Figura 5.2: Valor estimado da pressão arterial por meio do método da Medida de pressão arterial não-invasiva contínua através do tempo de trânsito de pulso.

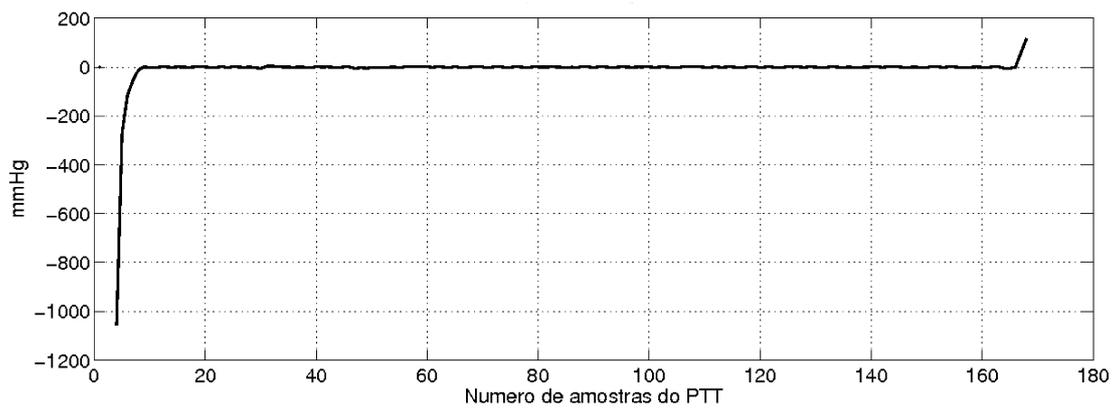


Figura 5.3: Estimativa contínua da pressão arterial utilizando o tempo de trânsito de pulso

Capítulo 6

Resultados Experimentais

6.1 Introdução

No presente capítulo realizaremos uma apresentação dos casos observados e processados na aquisição das grandesas médicas. Para este caso foram aplicados os algoritmos que desenvolvidos neste projeto. Assim, a solução dos problemas causados pelo ruído, interferências, oscilações, picos falsos, erros de transmissão e de movimentação serão cobertos a seguir.

6.2 Casos apresentados no processamento para o sinal ECG

As principais interferências encontradas no sinal ECG são o ruído de 60 Hz e a flutuação de faixa freqüência provocada pelo peito do paciente mexendo-se por causa do exercício físico. Devido ao exercício físico, o peito da pessoa se movimenta pela ação dos músculos, o que é representado por uma componente de baixa freqüência, além das interferências já mencionadas. Após processamento, é removido o componente de 60 Hz e alguns componentes de baixa freqüência. A movimentação dos músculos se apresenta como um componente de baixa freqüência, ainda que diminuída. Na figura 6.1 é apresentado este fenômeno, enquanto que na figura 6.2 é apresentado o mesmo sinal, mas após o processamento, onde se indica a freqüência cardíaca e o instante de tempo em que foi detectada cada onda R.

Na figura 6.2 apresentamos um sinal ECG de um sujeito distinto que na figura anterior, neste caso o sinal é estável e não apresenta uma flutuação considerável. O sinal de ECG neste caso não é processada, e o sistema consegue detectar os picos R de uma maneira eficiente.

Um sinal que é considerado muito ruim, mas que representa um caso prático, é o sinal da figura 6.3, onde a quantidade de ruído se encontra em níveis altos.

Na figura 6.4 é apresentado um sinal de ECG com altos níveis de ruído, nesta figura é difícil identificar quais são os picos das ondas R, mas o sistema os identifica e descarta os picos falsos.

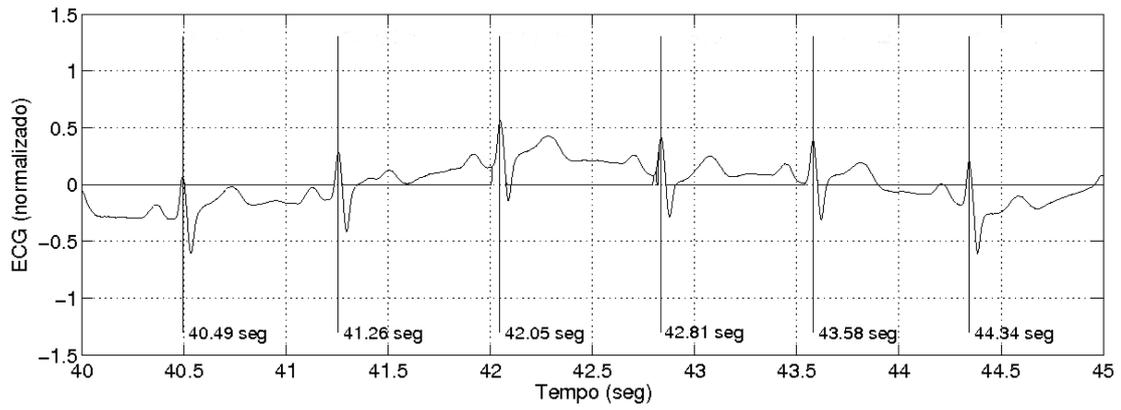


Figura 6.1: Sinal ECG com componente de baixa frequência devido à movimentação dos músculos.

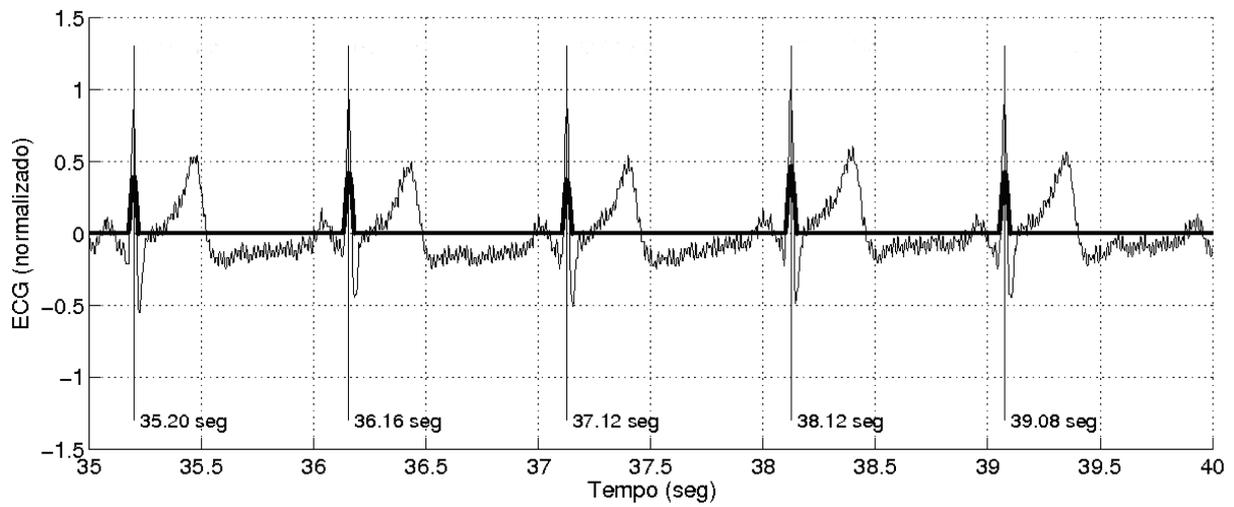


Figura 6.2: Sinal ECG sem componentes de baixa frequência.

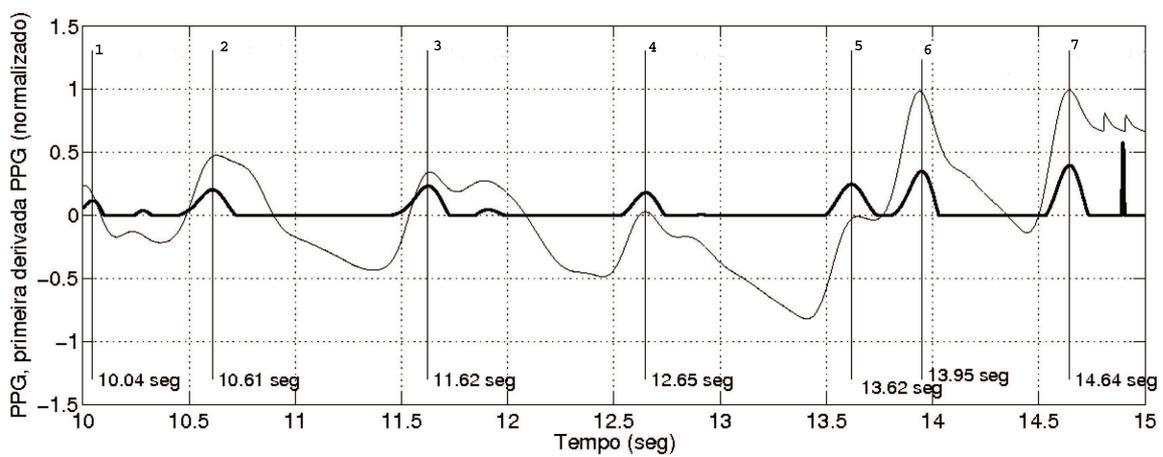


Figura 6.3: Sinal PPG com alto nível de interferência.

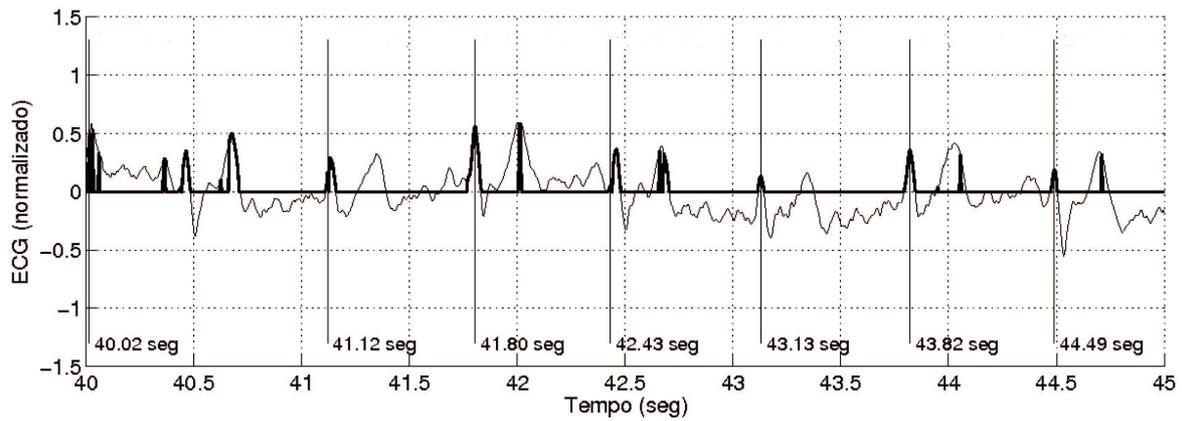


Figura 6.4: Resultado do pré-processamento digital e detecção das ondas R no sinal ECG com altos níveis de interferência.

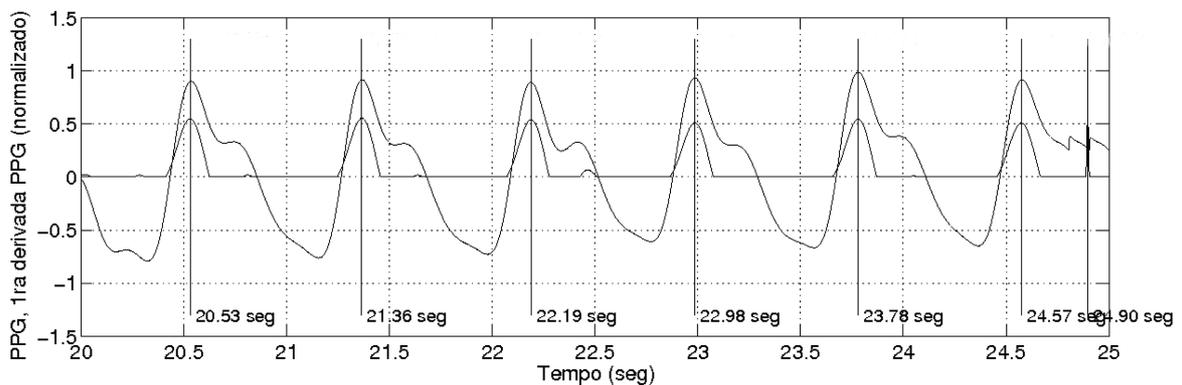


Figura 6.5: Sinal PPG estável e sem interferência

6.2.1 Casos encontrados no processamento do sinal PPG

Como foi dito, a principal causa de interferência na onda PPG, é a movimentação dos sensores, devido ao livre movimento que pode ter o dedo durante o exercício físico. Na figura 6.5 é apresentado um sinal PPG sem interferência. O sinal apresentado indica as cristas que foram detectadas e, junto, é apresentada a primeira derivada do sinal PPG.

Na figura 6.6 é apresentado um sinal de PPG com alta interferência. Na figura fica muito difícil identificar quais são as cristas e até o algoritmo confunde cristas reais com falsos positivos.

Após a análise para identificar os falsos positivos e após reconstruir o sinal, temos como resultado o sinal da figura 6.7. Nesta figura observamos que a oitava crista detectada na figura 6.6 após o processamento não é mais considerada de igual forma que a décima primeira e décima segunda cristas da figura 6.6. O algoritmo analisou as faixas entre as cristas e não encontrou as condições para colocar uma crista de reconstrução.

Para a figura 6.9 temos o mesmo fenômeno de análise, onde são descartadas cristas do sinal. Assim, a primeira e a quarta crista da figura 6.8 foram descartadas. As cristas resultantes do processo são apresentadas na figura 6.8. Para este caso a primeira e quinta crista são descartadas em função que a distância temporal entre as cristas vizinhas é menor que a especificada no algoritmo.

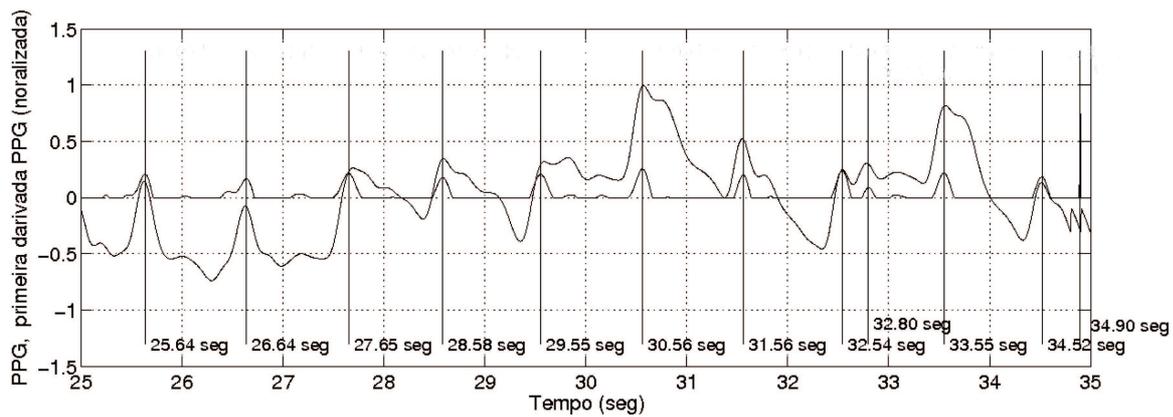


Figura 6.6: Sinal PPG com interferência de movimento, falsos positivos detectados.

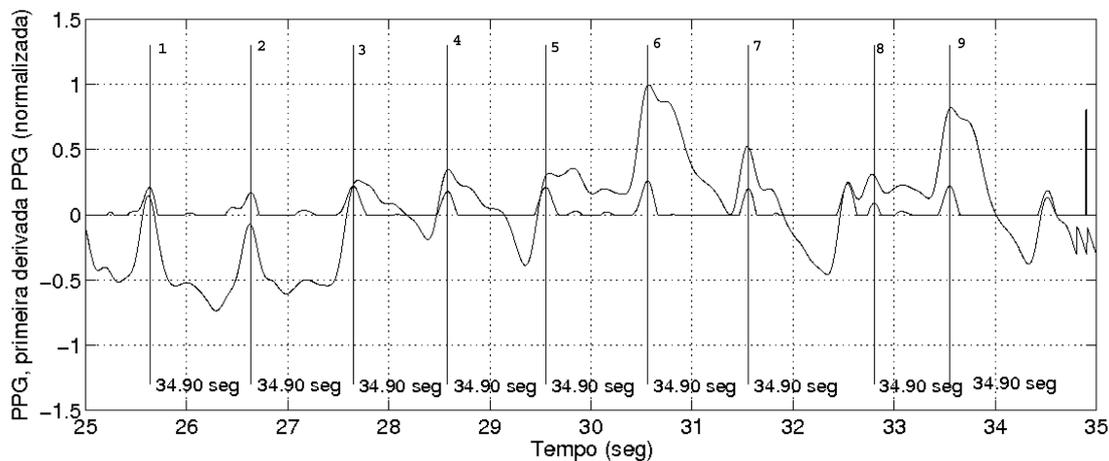


Figura 6.7: Sinal PPG com interferência de movimento, após processamento e análise de cristas detectadas.

Nas figuras 6.10 e 6.11, é apresentado o sinal PPG pré e pós a análise de construção cristas. Assim, fica claro que que na figura 6.10 existem sete cristas detectadas, ressaltando que a quarta crista e a quinta, contando da esquerda para direita estão muito unidas às outras cristas. Após a reconstrução, a quinta crista foi eliminada e na faixa entre a quarta e a quinta crista é adicionada uma crista, como é mostrado na figura 6.11.

Após aplicar os métodos estimadores de pressão arterial temos os seguintes resultados, apresentados nas figuras 6.12, 6.13, 6.14, 6.15.

Para a figura 6.12 é apresentado a pressão arterial para a pessoa número 1, onde o valor medido pelo esfigmomanômetro é 114 mmHg, enquanto que 98 mmHg é o valor estimado no mesmo instante. O detalhe desta figura é apresentado na figura 6.13.

Na figura 6.14 é apresentado a pressão arterial para a pessoa número 2. O valor da pressão arterial medida se encontra em 113 mmHg enquanto que a maior parte da pressão estimada se encontra em 99 mmHg. Para a pessoa número 3 apresentamos o valor de pressão arterial estimada e medida na figura 6.15. Nesta figura ocorre que as duas medidas coincidem no valor de 110 mmHg

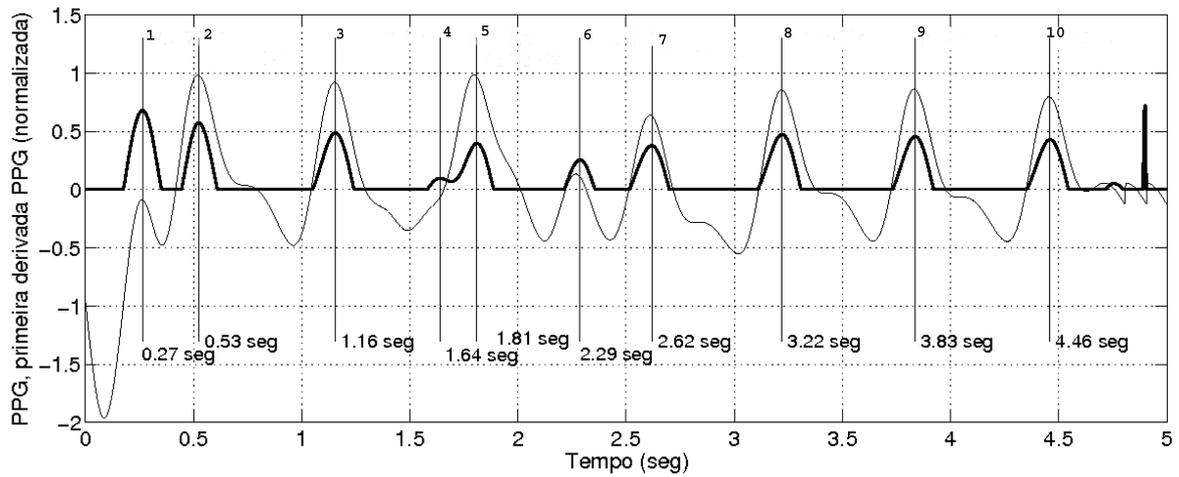


Figura 6.8: Sinal PPG antes do processo de eliminação de cristas.

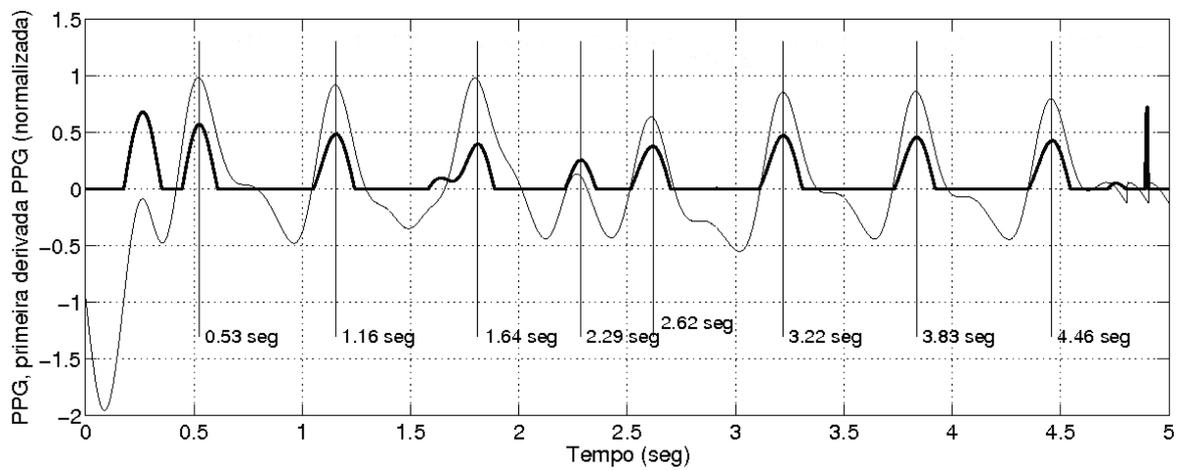


Figura 6.9: Sinal PPG após a eliminação de cristas. O procesamento inicial é mostrado na figura 6.8.

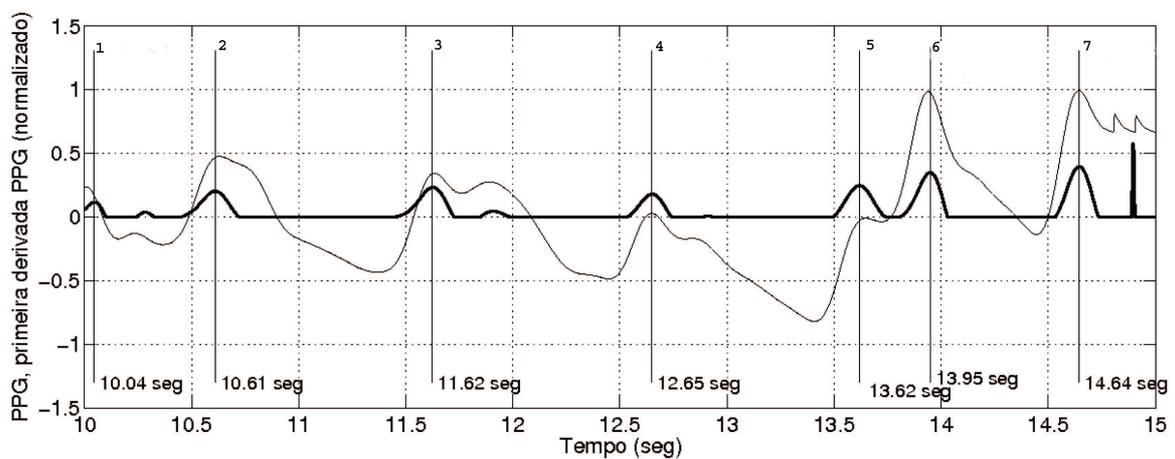


Figura 6.10: Sinal PPG antes do processo de reconstrução de cristas.

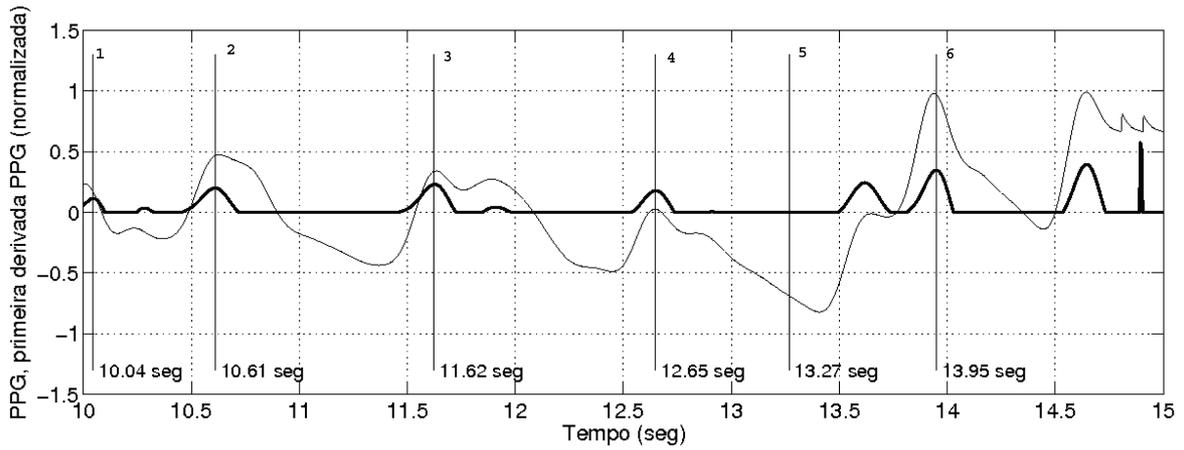


Figura 6.11: Sinal PPG após a reconstrução de cristas. O sinal original é mostrado na figura 6.10.

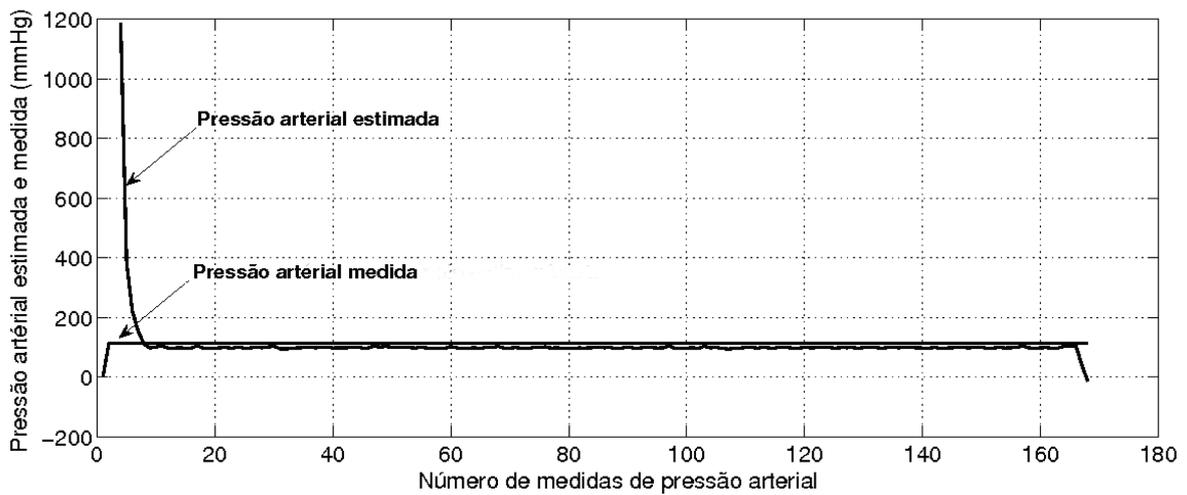


Figura 6.12: Pressão arterial medida e estimada para a pessoa número 1

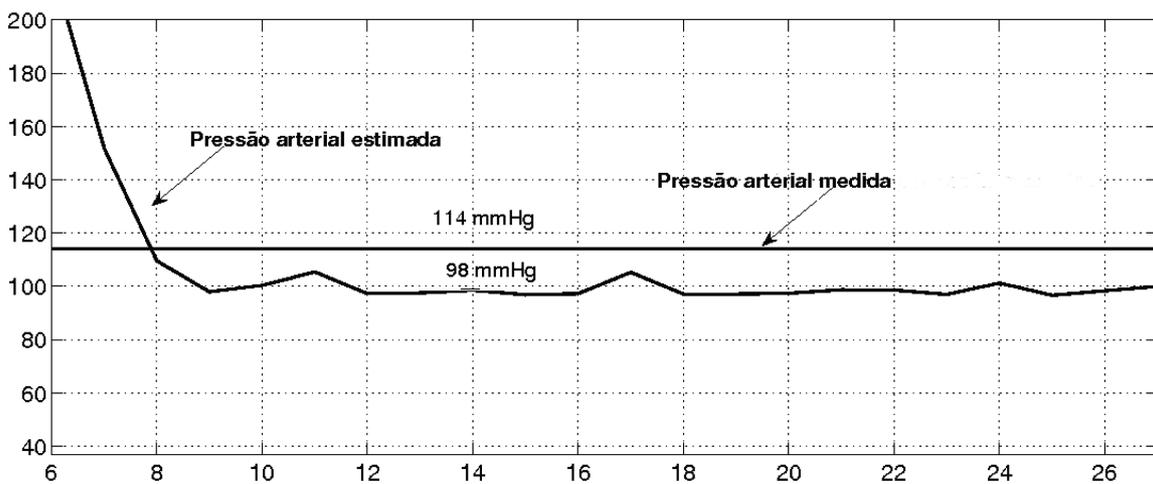


Figura 6.13: Detalhe da pressão arterial estimada e medida mostrada na figura 6.12

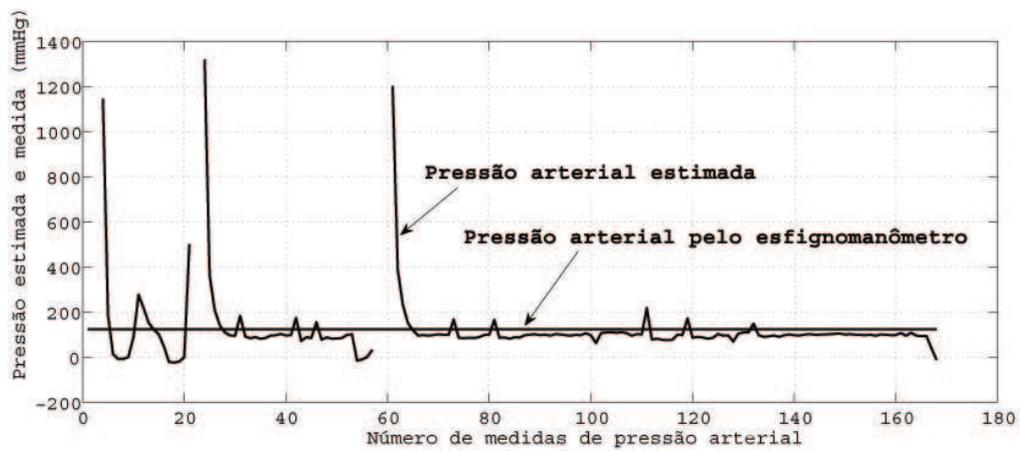


Figura 6.14: Pressão arterial medida e estimada para a pessoa número 2

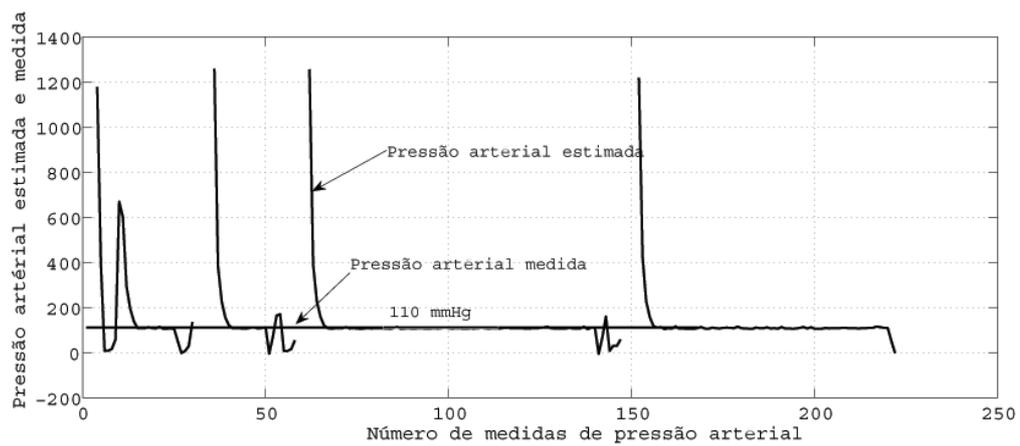


Figura 6.15: Pressão arterial medida e estimada para a pessoa número 3

Capítulo 7

Plataforma de Desenvolvimento

7.1 Introdução

Nossa aplicação tem requerimentos altos de flexibilidade de hardware e software. A escolha da plataforma de desenvolvimento deve selecionar um sistema que permita implementar uma aplicação que atuará em distintas áreas já que se pretende chegar a um produto comercial com varias versões.

Dentre os requisitos do projeto está a utilização de uma tela colorida LCD, acesso à rede, implementação de comunicação para dispositivos Bluetooth, gerenciamento de interface com o usuário por meio de janelas, leitor de cartões SD e MMC, saída de áudio, reproduutor de música, baixo consumo de energia, tamanho reduzido e baixo custo. Entre os múltiplos requerimentos de hardware, prioridade é a comunicação com o módulo de aquisição CSN801, que possui uma interface serial. Para essa interface foi implementada um protocolo de comunicação

A grande praticidade e suporte de desenvolvimento grátis que encontramos para placa SBC2440-II e o baixo custo do processador da Samsung, foram as principais características que nos levaram a elegir este elemento.

A presente placa de desenvolvimento permite embarcar um sistema operacional simples, o qual facilita o desenvolvimento de aplicações. Dentro desta etapa foram avaliadas duas possibilidades: a primeira, a implementação do Windows CE e, a segunda a implementação do Linux Embedded. A avaliação selecionou o Linux Embedded como sistema base.

A seguir são explicadas as características do software embarcado e da placa de desenvolvimento.

7.1.1 Anatomia de um Sistema Embarcado

Na figura 7.1, é apresentado um típico sistema embarcado, que possui uma arquitetura de hardware de alto nível com um acesso *wireless*. O sistema está baseado em um processador RISC de 32-bits, uma memória flash não volátil para armazenamento de dados, programas, uma memória dinâmica síncrona (SDRAM) e um módulo de relógio em tempo real, o qual possui uma bateria que mantém data e hora. Este exemplo inclui interface Ethernet e USB, além da interface serial usada para o acesso por meio de RS-232.

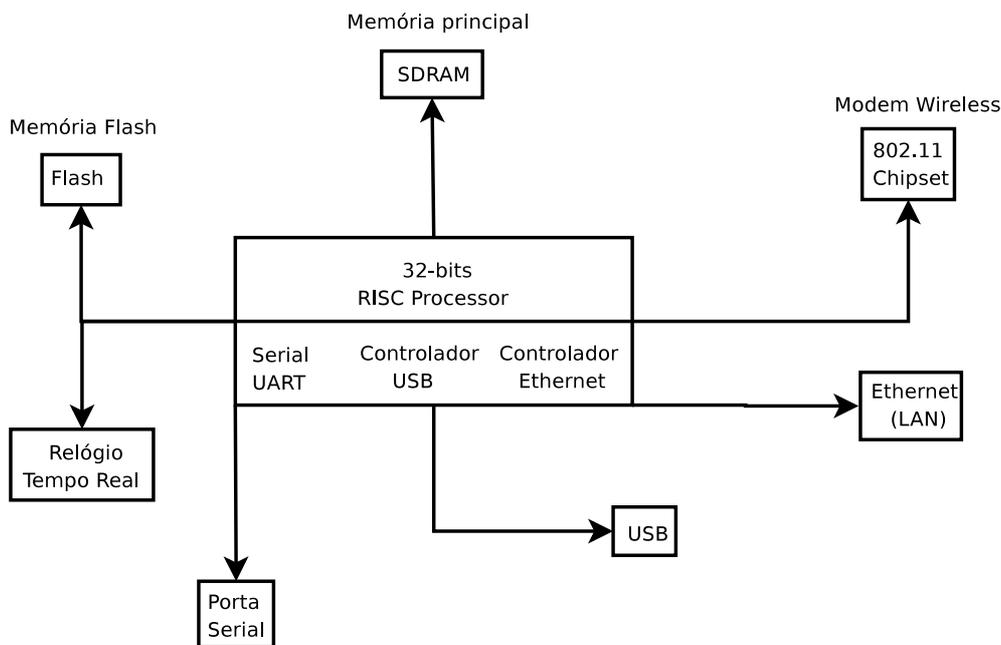


Figura 7.1: Exemplo de sistema embarcado.

7.2 Plataforma de Desenvolvimento

A plataforma de desenvolvimento selecionada para o projeto é a SBC2440-II. É uma plataforma computacional embarcada proprietária da Embest & Tech Co. Essa plataforma tem como base um processador ARM da Samsung modelo S3C2440X, que utiliza como núcleo o ARM920T, o qual possui uma ampla unidade de gerenciamento de memória MMU. Esse processador é desejável para dispositivos móveis pelas características de alto desempenho, baixo consumo de potência, diversidade de portas e tamanho compacto ($120mm \times 100mm$).

Como primeira escolha, foi implementado um sistema operacional gratuito *arm-Linux* de código aberto, o que permitiu compilar e transladar aplicações para o nosso dispositivo, tais como reprodutor Mp3, módulos de console, servidor Web, servidor FTP, servidor Telnet etc. Mas a plataforma está completamente adaptada para executar outros sistemas como Windows CE e suas distintas aplicações, como leitor Pdf, leitor Word, leitor Excel, leitor Power Point. Na figura 7.2 é apresentada a placa de desenvolvimento.

Apresentamos na tabela 7.1 as características relativas ao interfaceamento da placa de desenvolvimento da figura 7.2, que motivaram sua escolha.

7.2.1 Arquitetura microprocessada ARM

Os processadores com arquitetura ARM são os componentes chave dos sistemas embarcados de 32-bit. O processador ARM9 utiliza uma arquitetura para o seu núcleo do tipo RISC, a qual está concebida sob a filosofia de fornecer instruções simples mas poderosas, que podem ser executadas em ciclos de relógios altos. A filosofia RISC concentra-se em reduzir a complexidade das instruções visando uma maior velocidade. Como resultado, o desenho RISC demanda por maiores recursos do

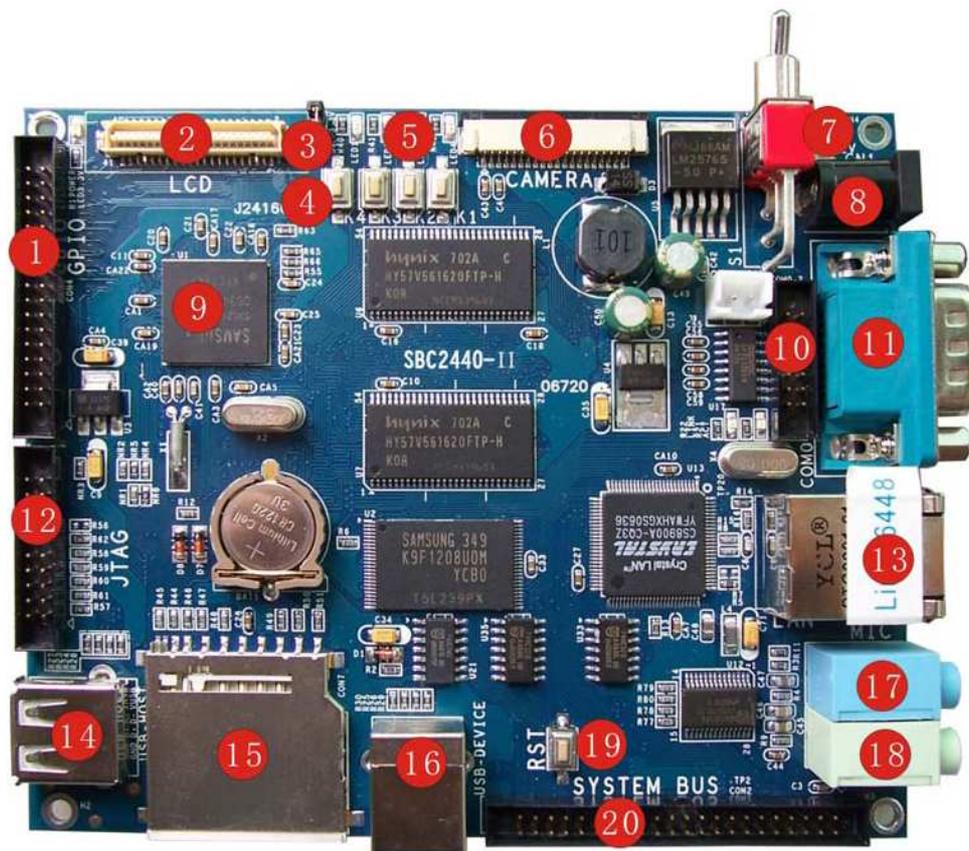


Figura 7.2: Placa de desenvolvimento SBC2440-II.

compilador. Em contraste, as instruções de um computador CISC requerem mais funcionalidades de hardware para instruções, e conseqüentemente, instruções CISC mais complexas [16]. A figura 7.3 apresenta esta característica entre as duas arquiteturas.

A filosofia RISC é implementada sob quatro regras de desenho:

1. *Instruções*: Os processadores RISC têm um número reduzido de classes de instruções, o que proporciona a execução em poucos ciclos de máquina. O compilador sintetiza operações complexas, como por exemplo a operação divisão, por meio da combinação de instruções simples. Cada instrução tem um tamanho fixo, o que permite o mesmo tempo de execução para cada uma. Isto contrasta com as arquiteturas CISC, onde instruções do processador são variáveis em tamanho e precisam de diferentes ciclos para sua execução.
2. *Pipelines*: As instruções podem ser separadas em unidades pequenas que são executadas em paralelo. Segmentos de código podem ser processados por *pipelines* independentes conseguindo executar mini programas ou minicódigos, os quais são codigos isolados de execução independente.
3. *Registers*: Processadores do tipo RISC possuem grande quantidade de registradores de finalidade geral. Estes podem conter dados ou endereços. Estes registradores atuam como locais rápidos de armazenamento de memória para todos os tipo de dados processados. Em contraste, os processadores CISC têm registradores dedicados para operações específicas.

Tabela 7.1: Características de interfaceamento da placa SBC2440-II

No	Descrição
1	Interface GPIO
2	Interface LCD
3	Jumper de selecção de tensão para LCD (5v ou 3.3v)
4	Botões de usuário
5	Leds de usuário
6	Interface para câmara
7	Chave para fonte de alimentação
8	Entrada de alimentação de 12v
9	CPU: S3C2440A
10	Portas de comunicação serial COM1,2,3
11	Porta serial RS232
12	Interface JTAG
13	Interface de ethernet RJ45
14	Mestre USB
15	Soquete para cartão de memória SD
16	Dispositivo USB
17	Entrada para microfone
18	Saída de áudio
19	Botão de reset
20	Barramento do sistema

4. *Arquitetura de carregamentos e armazenamento*: O carregamento e o armazenamento de instruções entre o banco de registradores e a memória externa é um processo que a arquitetura de forma independente, já que o acesso às memórias tem um custo temporal elevado. Entretanto, a arquitetura provê a vantagem de manter dados nos registradores para ser acessados em múltiplos instantes de tempo sem a necessidade de acessos às memórias. A diferença com a arquitetura CISC está no acesso direto às memórias, o que toma tempo.

7.2.2 Hardware Embarcado no processador ARM

Os sistemas embarcados podem controlar diferentes e distintos dispositivos, desde pequenos sensores de uma linha de produção até sistemas em tempo real. Todos estes dispositivos são combinações de software e hardware. Cada um destes componentes é escolhidos pela eficiência e aplicabilidade para projetos futuros e expansibilidade. Os processadores de arquitetura ARM podem ser divididos em quatro componentes principais de hardware:

- *Controladores do processador ARM para dispositivos embarcados*. Características próprias para os sistemas podem ser processadas pelo mesmo processador para, assim, manipular dados. Estes componentes incluem gerenciadores de memória e caches.

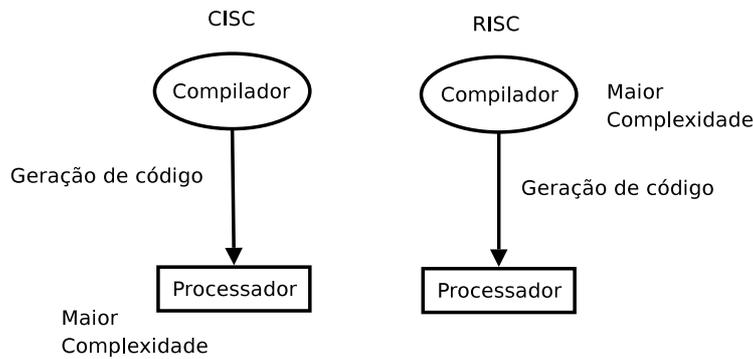


Figura 7.3: Arquitetura CISC vs RISC: CISC coloca ênfase na complexidade de hardware; RISC coloca ênfase na complexidade do compilador.

- *Controladores* que coordenam funções do sistema. Principalmente dois: o controlador de interunções e o controlador de memória.
- De *periféricos* que provêm todas as funcionalidades de entrada-saída de dados.
- O *Barramento* é utilizado comumente entre diferentes partes de dispositivos.

Uma característica de grande interesse é o gerenciamento dos periféricos, os quais comunicam o processador com um outro dispositivo. Assim, o mapeamento de memória mostra a interface de programação por meio de registradores internos que permitem o funcionamento do dispositivo. Estes controladores têm a característica de permitir a inicialização do código que está sendo executado. Alguns dos dispositivos podem ser configurados por meio de software, como no caso de utilizar DRAM, que tem de ser inicializado para depois ser novamente acesado.

Uma segunda característica do gerenciamento de periféricos é a atenção que devem ter os dispositivos no momento do seu requerimento. O controlador de interrupção determina políticas de programação para determinar qual dispositivo pode ser chamado pelo processador em um momento específico. Há dois tipos de controladores para interrupção: o controlador padrão e o controlador por meio de vetor. As interrupções padrão enviam um sinal de interrupção externo quando o dispositivo precisa de serviço e a identificação da interrupção indica qual tipo de serviço é requerido por meio da leitura de um mapa de registros no controlador de interrupções. O Controlador de interrupções por meio de vetor tem maior desempenho que o controlador de interrupções padrão já que este prioriza interrupções e simplifica a determinação de qual dispositivo causou a interrupção.

Famílias da Arquitetura ARM

As famílias da arquitetura ARM estão baseadas em núcleos ARM7, ARM9, ARM10 e ARM11. Onde cada prefixo 7, 9, 10 e 11 é o indicativo para indentificar o desenho do núcleo. Apresenta-se na tabela 7.2 uma comparação dos atributos das famílias, onde cada especificação varia diretamente pela geometria do processo de fabricação, o que afeta diretamente na frequência (MHz) e no consumo de energia (watts).

Tabela 7.2: Comparação de atributos da família ARM

	ARM7	ARM9	ARM10	ARM11
Profundidade de Pipeline	três camadas	cinco camadas	seis camadas	oito camadas
Frequência de trabalho típica (MHz)	80	150	260	335
mW/MHz	0.6	0.19	0.5 (+ cache)	0.4 (+ cache)
MIPS/MHz	0.97	1.1	1.3	1.2
Arquitetura	Von Neumann	Harvard	Harvard	Harvard
Multiplicadores	8×32	8×32	16×32	16×32

A família ARM9 e o processador ARM920T

Uma característica importante da família ARM9 é que por suas camadas de *pipeline* consegue executar instruções com frequência de relógio mais alto que da família ARM7. As camadas extras de *pipeline* provêem esse desenho superior ao processador. O primeiro processador da família ARM9 foi o ARM920T. Esse processador pode ser utilizado para o sistema operacionais, em função do suporte de memória virtual requerido, o que dá a possibilidade de embarcar um sistema operacional (ainda que simples) dentro de um dispositivo portátil e limitado em recursos de armazenamento. Nesses processadores, o sistema de memória foi reprojeto para seguir a arquitetura Harvard, que separa os dados (*D*) e as instruções (*I*). Assim, o processador ARM920T possui um cache distinto de $D + I$ e uma unidade de gerenciamento de memória MMU.

A unidade de gerenciamento de memória tem a função de organizar a memória e de garantir a integridade do código fonte do sistema.

7.2.3 Sistema Operacional Linux Embarcado

Os numerosos benefícios técnicos e econômicos evidenciam a adoção do sistema Linux para dispositivos embarcados. Assim, na atualidade ele é usado para distintos produtos embarcados, como telefones celulares, sistemas para redes, etc. As razões pelas quais o sistema Linux vem crescendo apresentamos a seguir [17]:

- Um amadurecimento e alto desempenho com relação às plataformas proprietárias.
- Suporta uma ampla gama de aplicações e protocolos de rede.
- Possui uma escalabilidade focada a dispositivos orientados ao consumidor.
- Pode ser distribuído sem a necessidade de requisitos de direitos autorais.
- É atraente para desenvolvedores, dando um rápido suporte para novas arquiteturas de hardware, plataformas e dispositivos.
- O aumento do número de empresas que comercializam hardware e software e que utilizam o suporte para Linux.

Para que um sistema seja considerado como embarcado, é necessário a soma de algumas características. Assim, não podemos chamar a os nossos PCs de escritório como um sistema embarcado. Mas o PC de escritorio é considerado como uma plataforma de hardware, que pode atuar como um método de controle e monitoramento, o qual não é um sistema em si mesmo, mas faz parte do apoio ao sistema. Algumas das característica dos sistemas embarcados são:

- Possuir um motor de processamento, como microprocessador para propósito geral.
- Tipicamente desenhado para aplicações específicas.
- Incluir um simples (ou não) interfacimento com o usuário.
- Usualmente seus recursos são limitados.
- Tem limitações de energia, pelo qual requer sua operação com baterias.
- Usualmente não é utilizado como uma plataforma computacional de propósito geral.
- As aplicações usualmente não são desenhadas para precisar da intervenção de um operário.

Software Embarcado

Os sistemas embarcados precisam de um conjunto de *software* para seu gerenciamento o dispositivo. O primeiro elemento do sistema é o sistema operacional, o qual provê a infraestrutura das aplicações de controle e do gerenciamento do sistema de hardware. Alguns sistemas embarcados não requerem um sistema operacional completo, mas precisam de um escalonador que priorize eventos e gerencie controladores. O terceiro componente é o gerenciador de dispositivos, o qual provê a consistência da interface de software dos periféricos ao hardware de dispositivos. Finalmente, o dispositivo vai ter um fim específico que define o funcionamento do mesmo, por exemplo, um telefone móvel. Ele tem múltiplas aplicações ativas no mesmo dispositivo, controladas pelo sistema operativo.

Os componentes de *software* podem rodar desde uma ROM ou RAM, onde o código da ROM é gravado no dispositivo e é chamado de *firmware*.

Na figura 7.4 são apresentadas as camadas de abstração de software para execução no hardware, comnformando um sistema embarcado.

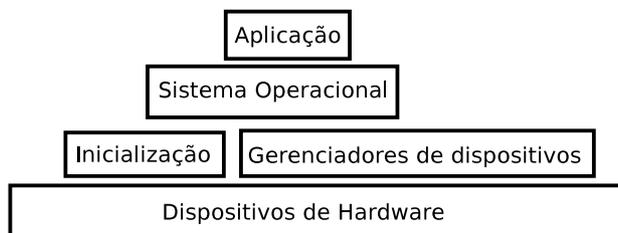


Figura 7.4: Abstração das camadas de execução do Software no Hardware.

O software embarcado que foi implementado é o denominado como Embedded Linux 2.6.13, que possui, as características relevantes para o desenvolvimento do sistema. Na tabela 7.3 são apresentadas estas características.

Instalação típica do Sistema embarcado Linux

A mais freqüente pergunta é como fazer o desenvolvimento do sistema embarcado. Um esquema simples é apresentado na figura 7.5, que mostra os elementos do sistema para o desenvolvimento. Neste modelo o nosso sistema embarcado se comunica com o sistema de desenvolvimento mestre através do cabo serial RS-232, além de estarmos ligados ao dispositivo pela interface Ethernet utilizando um hub ou um switch. O sistema de desenvolvimento mestre contém ferramentas para interagir com os arquivos do sistema embarcado, que normalmente são disponibilizados em uma distribuição Linux. Dentro das distribuições Linux, as mais comuns são Red Hat, SuSe, Debian e a recomendada distribuição Ubuntu (ainda que baseada em Debian).

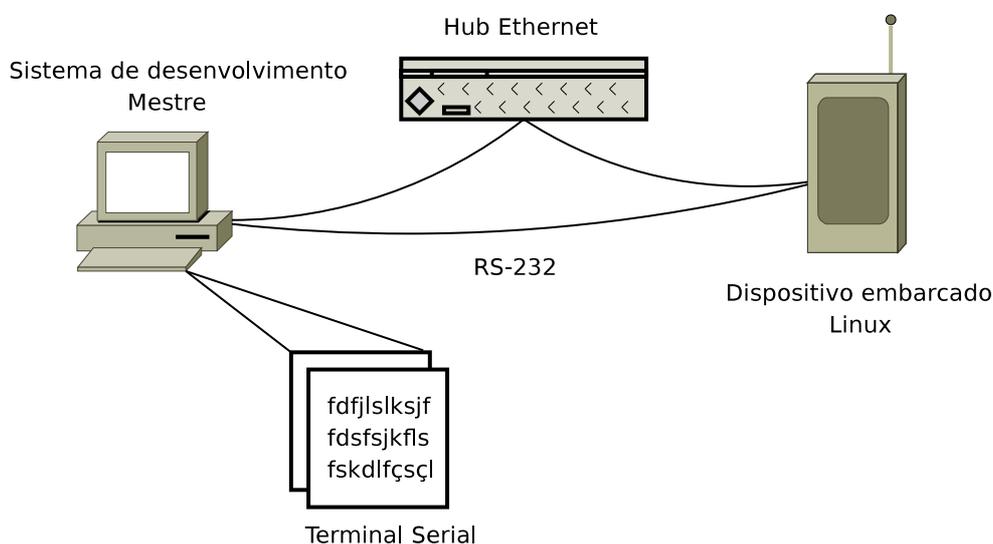


Figura 7.5: Sistema de desenvolvimento embarcado Linux.

Neste exemplo, nossa conexão principal ao sistema embarcado Linux é a interface RS-232. Um terminal serial é usado para comunicar com o dispositivo. O mais comum é o Minicom em sistemas Linux ainda que a mesma função seja feita pelo Hyperterminal do Windows. A interface Ethernet com o dispositivo embarcado é utilizada para a transferência das aplicações que foram desenvolvidas no *host*. Para construir este modelo, a imagem do *kernel* carregada deve ter os controladores que permitam configurações por meio “do console”. Entre as principais estão a interface de rede, o endereço IP, máscara de rede.

Compilador Cruzado de Desenvolvimento

Com o sistema embarcado carregado, temos a possibilidade de desenvolver aplicações. Para isso, precisamos de ferramentas (compilador e utilitários) que gerem um arquivo executável do tipo binário com a capacidade de ser rodado no sistema embarcado. O sistema mestre possui um compi-

lador em ambiente Linux que é distinto do sistema operacional nativo Linux do sistema embarcado (ainda que sejam do mesmo núcleo Linux). Este compilador nativo do sistema embarcado tem como características especiais a arquitetura do processador e o hardware de interfaceamento.

Diferentemente de um PC de escritorio, o sistema embarcado não roda o compilador. O sistema embarcado apenas executa as aplicações. Ainda que o sistema tenha a capacidades de rodar um compilador, não fará esta atividade já que está fora dos objetivos do sistema.

O compilador do sistema embarcado aceitará código em C e C++. Para a compilação apenas é preciso invocar o compilador, e na maior parte dos casos, indicar o caminho das dependências. A seguir apresentamos um exemplo simples de como compilar uma aplicação e a maneira de convocar o compilador.

```
#:arm-gcc -o application application.c
```

Contribuição no projeto

Contribuição ao Projeto

No presente projeto foi preparada a plataforma de desenvolvimento por meio da qual os sistemas de aquisição, processamento e apresentação dos dados. A placa de desenvolvimento permite ter uma base de hardware necessário em um protótipo qual permite dar início a testes e calibrações.

Um sistema embarcado precisa ter como base um conjunto de repositórios que permitam a interação com o hardware e firmware, é assim que, para as necessidades do projeto foram preparadas uma serie de requerimentos para o trabalho do nosso sistema embarcado.

- Compilação no núcleo (*Kernel*) versão 2.6 do sistema operacional Linux em requerimento com o processador ARM9.
- Compilação do sistema de arquivos (*File system*) em requerimento para o processador ARM9.
- Compilação das livrarias, repositórios e código fonte para tratamento da interface gráfica, base de dados SQL e serviços não inclusos pelo sistema operacional.

Os requerimentos que o Núcleo Linux deve cumprir são:

1. Gerenciamento de múltiplos dispositivos seriais.
2. Gerenciamento de uma interface de entrada de dados por meio de botões.
3. Gerenciamento de uma interface de saída para uma tela gráfica colorida e táctil.
4. Ser dispositivo host USB.
5. Gerenciamento de interface com memórias do tipo SD.

O sistema de arquivos deve cumprir com o requerimento de gerenciar, administrar , e armazenar os dados provenientes da aquisição, traslado para a base de dados e configuração dos requisitos previstos pelo hardware.

Tabela 7.3: Características do Sistema Operativo Linux Embarcado

Designação	Função	Descrição
Bios (vivi)	Bootloader	Carregamento do sistema
	Identificador de partições	Suporte para identificar múltiplas partições
	USB	Suporta descarga de imagens por meio da porta USB
	Eboot	Suporta atualização da imagem
Kernel	Linux kernel 2.6.13	
	Suporta sistemas de arquivos do tipo ROM/CRAM/EXT2/FAT32/NFS/YAFFS	
Operadores	Sistema de interrupções e relógios	
	Operador para dispositivos de blocos de memória	
	Operadores de dispositivos de memória Flash	NAND Flash
	Operador de dispositivos Ethernet externo 10Base-T	CS8900
	Operador RTC Relógio em tempo real	
	Operador master USB	
	Escravo USB	
	Botões	Botões de usuário
	LCD	
	Cartão MMC/SD	
Protocolo de rede e aplicações de rede	TCP/IP	Protocolo TCP/IP
	Transferência de arquivos protocolo FTP (cliente/servidor FTP)	
	Acesso remoto	

Capítulo 8

Conclusões

O presente trabalho permitiu o conhecimento para se desenvolver um algoritmo orientado ao usuário que permita a medição de grandezas médicas, informe as mudanças existentes e que sirva como um mecanismo de apoio para o diagnóstico. Todas estas características foram analisadas previamente para desenvolver nossa aplicação.

Assim, conclui-se que:

- A detecção de grandezas médicas obtidas fora do laboratório possui uma grande quantidade de interferência. Esta interferência não depende só de fenômenos elétricos, mas também da movimentação do equipamento de aquisição, movimentação dos sensores, colocação de sensores, sudoração da pele e movimentação dos músculos.
- A seqüência de eventos, como conjunto de ondas R do complexo ECG ou cristas do sinal PPG, devem ter uma correspondência em tempo e sincronismo. Dessa maneira, os resultados podem ser comparados em função do instante de tempo em que ocorreram e foram validados com outros mecanismos.
- O algoritmo de detecção de ondas R do complexo ECG possui uma elevada taxa de eficácia, já que o resultado do sistema de detecção de picos foi comparado com o resultado de um módulo externo CSN801, obtendo os mesmos resultados.
- Para o caso do detector de cristas, o nosso sistema obteve resultados mais satisfatórios que do módulo externo CSN801, já que consegue pequenas reconstruções das cristas a partir da informação dos *frames* analisados do sinal PPG.
- O algoritmo de medição do tempo de trânsito de pulso apresentado neste documento tem a virtude de avaliar a inércia da medição para dar um seguimento às mudanças fisiológicas apresentadas pelo paciente.
- Por meio da implementação dos estimadores de pressão arterial já estudados por outros autores concluímos que o mecanismo de estimativa é um processo complexo que dentro de si leva mais de um parâmetro a ser avaliado, além de um processo de calibração, Para estes mecanismos os resultados em repouso foram satisfatórios, mas não se encontrou uma resposta aceitável na execução de exercícios físicos.

- Para o estudo da medição do PTT, foi preciso montar uma base de dados, a qual possui dados sincronizados de ECG e PPG do mesmo paciente. A base de dados foi montada baseando-se em sete sujeitos saudáveis. Uma base de dados destas características é muito desejável e muito valorizada para desenvolver algoritmos que analisem estes dois sinais no mesmo instante ou separadamente.
- Conclui-se que o projeto aqui explanado proporcionou o desenvolvimento do algoritmo que provê a informação instantânea de frequência cardíaca, medida de PTT e estimativa de pressão arterial sistólica. Desta forma, o protótipo pode interagir com as informações coletadas e analisadas, informando ao usuário através de uma tela ou de um sinal audível, os resultados, obtidos, além de armazenar os dados para serem analisados por um profissional da área de saúde. As características aqui explicadas cumprem as expectativas do projeto ARMMED, do qual o projeto faz parte.

Com base nestas conclusões, recomendamos que, para estudos futuros, sejam considerado os seguintes aspectos:

- Os mecanismos de acompanhamento e comprovação dos resultados obtidos devem mudar, em função de que o módulo externo no instante da atividade física não conseguiu fazer medições de pressão arterial não invasiva, devido a alta interferência existente. Para solucionar este problema foi considerada uma segunda possibilidade: realizar a medição a cada intervalo de tempo, com ajuda de um auxiliar. Ainda que esta é uma forma mais flexível para realizar as medições, depende da experiência do auxiliar para a utilização do esfigmomanômetro.
- Para os testes de campo realizados deve se construir um protótipo que permita e facilite a utilização dos nossos equipamentos em áreas de prática esportiva.
- Para melhoria da análise das informações fisiológicas, é importante que profissionais da área de educação física complementem os conhecimentos do estudo das grandezas médicas e suas aplicações.
- A utilização do módulo multiparamétrico de aquisição permite desenvolver mais rapidamente aplicações e algoritmos para estudos dos sinais de interesse. Mas o presente módulo apresentou uma série de fraquezas com respeito ao isolamento analógico do ruído e uma relativa baixa frequência de amostragem. Portanto, recomenda-se que este sistema de aquisição seja substituído por um de melhores características.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] JUNG, J. et al. Estimation of the blood pressure using arterial pressure-volume model. *ITAB, Tokyo*, S (article 978-1-4244-1848), 2007.
- [2] CHEN, W. et al. Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration. *MBEC, Vol. 38*, S (article 20003500), 2000.
- [3] YOON, S. hwa et al. Simulation of estimating the blood pressure using an arterial pressure-volume model. *ICCIT 2007*, S (article 0-7695-3038-9), 2001.
- [4] PLATA, N. L. <http://www.abcdasaude.com.br/artigo.php244>. *referença web*, 2009.
- [5] FUNG, P. et al. Continuous noninvasive blood pressure measurement by pulse transit time. *26th IEEE EMBS*, v. 0-7803-8439-3/04, September 1–5, 2004.
- [6] WIKIPEDIA. <http://pt.wikipedia.org/wiki/eletrocardiograma>. *referença web*, 2009.
- [7] PINHO, J. A.; BACELLAR, M. S. de C.; RIBEIRO, D. G. L. Diretriz de interpretação de eletrocardiograma de repouso. *Sociedade Brasileira 100 LIMITE*, 2003.
- [8] TOMPKINS, W. *Biomedical Digital Signal Processing*. [S.l.]: Prentice-Hall, New Jersey, 1993.
- [9] RANGAYYAN, R. M. *Biomedical Signal Analysis - A Case-Study Approach*. [S.l.]: IEEE Press Editorial Board, 2002.
- [10] CARDIOVASCULAR, C. do S. <http://www.afh.bio.br/cardio/cardio2.asp>. *referença web*.
- [11] RAMOS, A. P.; SOUSA, B. S. Eletrocardiograma: princípios, conceitos e aplicações. *Centro de Estudos Fisiologia do Exercício*, 2007.
- [12] FARMER, J. Blood oxygen measurement. *Madison Webster*, 1997.
- [13] GEDDES, L. et al. Pulse transit time as an indicator of arterial blood pressure. *Biomedical Engineering Center, Purdue University*, VL: 18, 1981.
- [14] PAYNE, R. et al. Pulse transit time measured from the ecg: an unreliable of beat-to-beat blood pressure. *American Physiological Society, J Appl Physiol* 100: 136-141, 2006, 30 August 2005.
- [15] PLATA, N. L. <http://www.frecuencia-cardiaca.com/frecuencia-cardiaca-maxima.php>. *referença web*, 2009.

- [16] SLOSS, A. N.; SYMES, D.; WRIGHT, C. *ARM System Developer's Guide Designing and Optimizing System Software*. [S.l.]: Morgan Kaufmann, 2008.
- [17] HALLIMAN, C. *Embedded Linux Primer*. [S.l.]: Prentice Hall, 2007.