



Dissertação

Mestado em Gestão de Sistemas de Informação Médica

Metodologias para o cálculo de tempo de trânsito de pulso

Diana Margarida Oliveira Duarte

Leiria, Março de 2016



Dissertação

Mestrado em Gestão de Sistemas de Informação Médica

Metodologias para o cálculo de tempo de trânsito de pulso

Diana Margarida Oliveira Duarte

Dissertação de Mestrado realizada sob a orientação do Doutor Nuno Vieira
Lopes Professor da Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto
Politécnico de Leiria

Leiria, Março de 2016

Agradecimentos

Ao Prof. Doutor Nuno Lopes Vieira, meu orientador na elaboração desta dissertação, por todo o conhecimento transmitido, assim como pela sua disponibilidade e ajuda ao longo deste ano de trabalho.

Agradeço ao Prof. Doutor Rui Manuel Fonseca Pinto pela sua preciosa colaboração, transmissão de conhecimentos e experiência nesta área.

Resta-me agradecer a toda a minha família, em especial aos meus pais que nunca mediram esforços para me ajudar e que sempre apoiaram as minhas escolhas. Por me terem proporcionado esta experiência e incentivado a embarcar nesta aventura.

Por último mas não menos importante ao meu namorado que muito apoio e confiança me deu, durante todo este mestrado.

Resumo

A capacidade de monitorizar continuamente a pressão sanguínea de um paciente é muito útil para o diagnóstico e tratamento da hipertensão arterial, insuficiência cardíaca e outros distúrbios cardiovasculares, assim como em situações de cuidados domiciliários.

Os dispositivos mais comuns para monitorização contínua de pressão arterial são invasivos, exigentes a nível técnico, clínico e desconfortáveis para o paciente.

Uma alternativa aos métodos já existentes é a estimação da Pressão Arterial (PA) através do cálculo do Tempo de Trânsito de Pulso (TTP).

Ao longo dos últimos anos foram desenvolvidas várias abordagens para o cálculo do TTP, algumas delas utilizando apenas sinais de fotopletismografia (FPG) e outras recorrendo também a sinais de eletrocardiografia (ECG).

Neste trabalho é abordada a utilização de várias metodologias para o cálculo do TTP.

Palavras-chave: Monitorização, PA, TTP, ECG, FPG, Processamento de sinal

Abstract

The ability to continuously monitoring the blood pressure of a patient is useful in the diagnosis and treatment of hypertension, heart failure and other cardiovascular disorders, as well as in situations of home care.

The most common devices for Blood Pressure (BP) continuous monitoring are invasive, demanding the technical and clinical level and uncomfortable for the patient.

An alternative to the existing methods is the estimation of blood pressure by calculating the Pulse Transit Time (PTT).

Over the past years several approaches have been developed for the calculation of TTP. Some of them use only photoplethysmography signals (PPG) and other also use the electrocardiogram (ECG).

In this paper we approached the use of different methodologies for calculating the TTP.

Key-Words: Monitoring, BP, PTT, ECG, PPG, Signal processing

Índice de Figuras

Figura 2.1 - Exemplos de equipamento para medição auscultatória, estetoscópio e esfigmomanómetro de mercúrio.....	7
Figura 2.2 - Os tensiómetros automáticos e semiautomáticos utilizam medição oscilométrica....	7
Figura 2.3 - Dispositivo de FPG no dedo.....	8
Figura 2.4 - Funcionamento e utilização por medição tonométrica.....	8
Figura 2.5 - Complexo QRS de onda cardíaca.....	10
Figura 2.6 - Registo de um Eletrocardiograma.....	11
Figura 2.7 - Sensor de fotopletismografia para aplicação no dedo, por transmissão (a) e por reflexão (b).....	12
Figura 2.8 - Localização de sensores de FPG.....	12
Figura 2.9 - Fotopletismografia.....	13
Figura 2.10 - Oxímetro de pulso.....	13
Figura 2.11 - Auscultação de sons do coração utilizando um estetoscópio.....	15
Figura 2.12 - Exemplo de fonocardiografia.....	15
Figura 2.13 - Sistema cardiovascular.....	16
Figura 2.14 - Seis batimentos cardíacos (rastreo gravado no dedo).....	17
Figura 2.15 - Relação de valores entre a pressão arterial sistólica e diastólica.....	18
Figura 2.16 - Determinação do TTP, incluindo o período de pré-ejeção, ECG, FCG, FPG.....	20
Figura 3.1 - Traçado de ECG e Pletismografia para a deteção da onda R no cálculo do TTP.....	24
Figura 3.2 - Demonstração da função empírica VTP-PA, o resultado da mesma com e sem correção.....	26
Figura 3.3 - Gráfico da PAS medida por meio da braçadeira e por determinação do TTP do grupo 2.....	27
Figura 3.4 - TTP medido nas diferentes posições: Nível do coração (1), posição inferior (2) e superior ao coração (3).....	30
Figura 3.5 - Localização dos dois sensores de FPG. Sensor de pulso à esquerda e de dedo à direita.....	31
Figura 3.6 - Sinal de ECG.....	32
Figura 3.7 - Sinal de FPG.....	32
Figura 3.8 - Representação dos sinais de ECG, FPG e identificação do TTP.....	33
Figura 3.9 - Sinal original de ECG, Aproximações A4, A6 e detalhes D1, D2, D3, D4, D5 e D6.....	33

Figura 3.10 – Subtração das aproximações para obter o complexo QRS.	34
Figura 3.11 – Sinal de ECG e FPG sem ruído e pela aplicação de <i>wavelets</i>	34
Figura 3.12 - Modelo de medição de bioimpedância.	35
Figura 3.13 - Localização dos 3 tipos de sensor (ECG, MBI e FPG).	36
Figura 3.14 – Representação e comparação dos dois métodos anteriores (ECG-FPG e ECG-ABI).	36
Figura 4.1 - Sinal original de ECG.	40
Figura 4.2 - Sinal de ECG após aplicação da 1ª derivada.	40
Figura 4.3 - Alguns exemplos de famílias de <i>wavelets</i> . (a) Haar, (b) <i>Daubechies</i> , (c) Coiflet, (d) Symlet, (e) Meyer, (f) Morlet, (g) Mexican Hat.	42
Figura 4.4 - Processo de decomposição (etapa de deslocamento e de escalonamento).	44
Figura 4.5- Representação da aplicação de filtros passa-baixo e passa-alto a um sinal $x[n]$	46
Figura 4.6 - Aplicação de filtros ao nível 3.	47
Figura 4.7 - Representação das envolventes e da sua média.	50
Figura 5.1 - Identificação dos máximos dos sinais de ECG e FPG.	52
Figura 5.2 - Processamento por <i>wavelet</i> do sinal ECG e FPG proveniente de base de dados 53	53
Figura 5.3 - Aplicação da THH ao sinal de ECG.	54
Figura 5.4 - Aplicação da THH ao sinal de FPG.	54
Figura 5.5 – Identificação dos máximos do sinal de ECG e FPG.	55
Figura 5.6 – Processamento do sinal de ECG e FPG pela aplicação da db6.	56
Figura 5.7 – Aplicação da THH ao sinal de ECG	57
Figura 5.8 - Aplicação da THH ao sinal de FPG.	57
Figura 5.9 – TTP pelo método manual.	58
Figura 5.10 - TTP pelo método sem pré-processamento 58	58
Figura 5.11 – TTP após processamento por <i>wavelets</i>	58
Figura 5.12 - TTP após processamento por THH.	58
Figura 5.13 – Δ PA após processamento por <i>wavelets</i>	59
Figura 5.14 - Δ PA após processamento por THH.	59
Figura 5.15 – TTP pelo método manual.	60
Figura 5.16 - TTP pelo método sem pré-processamento.	60
Figura 5.17 – TTP após processamento por <i>wavelets</i>	60
Figura 5.18 - TTP após processamento por THH.	60
Figura 5.19 – Δ PA pelo método manual.	61
Figura 5.20 - Δ PA pelo método sem pré-processamento 61	61
Figura 5.21 – Δ PA após processamento por <i>wavelets</i>	61
Figura 5.22 - Δ PA após processamento por THH.	61
Figura 6.1 – Gráfico comparativo de valores de TTP em dados reais.	65
Figura 6.2 - Gráfico comparativo de valores de TTP em base de dados.	66

Lista de Acrónimos

TTP/PTT: Tempo de Trânsito de Pulso/ Pulse Transit Time

ECG: Eletrocardiograma /Electrocardiogram

FPG/PPG: Fotopletismografia/Photoplethysmography

FCG/PCG: Fonocardiograma/Phonocardiogram

PA/BP: Pressão Arterial/Blood Pressure

CC/DC: Componente contínua/ Direct Component

CA/AC: Componente Alternativa/ Alternating Component

SCV: Sistema Cardiovascular

DCV: Doença Cardiovascular

PAD: Pressão Arterial Diastólica

PAS: Pressão Arterial Sistólica

HTA: Hipertensão Arterial

VTP/PWV: Velocidade de Trânsito de Pulso/Pulse Wave Velocity

FCC/BCF: Fator de Correlação Corporal/ Body Correlation Factor

ABI/BIA: Análise de Bioimpedância/ Bioimpedance Analysis

EEG/EEG: Eletroencefalograma/ Electroencephalogram

TW/WT: Transformada de Wavelet/Wavelet Transform

TWC/CWT: Transformada de Wavelet Contínua/Continuous Wavelet Transform

TWD/DWT: Transformada de Wavelet Discreta/Discrete Wavelet Transform

THH/HHT: Transformada de Hilbert-Huang/ Hilbert- Huang Transform

DME/EMD: Decomposição Método Empírico/ Empirical Mode Decomposition

FMI/IMF: Função de Modo Intrínseca/ Intrinsic Mode Function

Índice

AGRADECIMENTOS.....	V
RESUMO.....	VII
ABSTRACT.....	IX
ÍNDICE DE FIGURAS.....	XI
LISTA DE ACRÓNIMOS.....	XIII
ÍNDICE.....	XV
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. OBJETIVO DO TRABALHO.....	1
1.2. IMPORTÂNCIA DO TEMA.....	1
1.3. ESTRUTURA DA TESE.....	2
2. ENQUADRAMENTO TEÓRICO.....	5
2.1. ELETROCARDIOGRAMA.....	10
2.2. FOTOPLETISMOGRAFIA.....	11
2.3. FONOCARDIOGRAMA.....	14
2.4. PRESSÃO ARTERIAL E HIPERTENSÃO.....	16
2.5. TEMPO E VELOCIDADE DE TRÂNSITO DE PULSO.....	20
3. REVISÃO DA LITERATURA.....	23
3.1. CÁLCULO DO TTP.....	30
3.1.1. FPG E FPG.....	31
3.1.2. ECG E FPG.....	31
3.1.3. ECG E BIOIMPEDÂNCIA.....	35
4. PROCESSAMENTO DE SINAL.....	39
4.1. DERIVAÇÃO.....	39
4.1.1. PRIMEIRA DERIVADA.....	39
4.2. <i>WAVELETS</i>	41
4.3. TRANSFORMADAS DE <i>WAVELET</i>	43
4.3.1. TRANSFORMADA DE <i>WAVELET</i> CONTÍNUA.....	44
4.3.2. TRANSFORMADA DE <i>WAVELET</i> DISCRETA.....	45
4.4. TRANSFORMADA DE HILBERT-HUANG.....	47
4.4.1. ANÁLISE ESPECTRAL.....	48

4.4.2. DECOMPOSIÇÃO POR MÉTODO EMPÍRICO (DME).....	48
5. RESULTADOS.....	51
5.1. DETERMINAÇÃO DE MÁXIMOS DAS CURVAS DE ECG E FPG	51
5.1.1. APLICAÇÃO DOS MÉTODOS EM ESTUDO NO SINAL DA BASE DE DADOS	51
5.1.2. APLICAÇÃO DOS MÉTODOS EM ESTUDO NO SINAL REAL.....	55
5.2. CÁLCULO DO TTP E VARIAÇÃO DA PA EM BASES DE DADOS.....	57
5.3. CÁLCULO DO TTP E VARIAÇÃO DA PA EM DADOS REAIS	59
5.4. COMPARAÇÃO DE VALORES DAS DUAS ORIGENS	61
6. CONCLUSÕES	65
BIBLIOGRAFIA.....	69

1. Introdução

A cada batida do coração, um pulso de onda viaja pelas paredes das artérias. Quanto mais rígidas forem essas paredes mais rápido será efetuado o trajeto. Quando esse pulso de onda embate em algum ponto de ramificação, a onda é refletida e inverte a direção do trajeto até regressar ao ponto de partida. O TTP refere-se ao tempo que demora um pulso a percorrer a distância entre duas artérias.

O TTP é conhecido como uma marca de correlação da pressão arterial. Pode ser medido com recurso a diversos sinais fisiológicos, como por exemplo, o eletrocardiograma, fotopletismografia ou até fonocardiograma.

1.1. Objetivo do trabalho

Este trabalho tem o principal objetivo de elaboração de uma análise comparativa entre vários métodos para a determinação e aquisição do tempo de trânsito de pulso.

As metodologias a utilizar estão explicadas no Capítulo 4.

1.2. Importância do tema

O desenvolvimento das ciências da saúde veio provar que a morte ocorrida em idades precoces, no mundo ocidental, não se deve a uma fatalidade do destino, mas antes a doenças causadas ou agravadas pela ignorância das causas reais que a elas conduzem.

Os hábitos de vida adotados por grande parte da população, como o sedentarismo, a falta

de atividade física diária, uma alimentação desequilibrada, o tabagismo, o *stress* excessivo e a hipertensão, constituem hoje fatores de risco a evitar.

Devido ao estilo de vida atual, a monitorização dos sinais vitais dos pacientes durante procedimentos cirúrgicos e em situações de cuidados intensivos, é de extrema importância para uma correta interpretação do estado de saúde e no acompanhamento ao paciente. A reação a um determinado procedimento ou medicamento pode ser refletido nos seus sinais vitais [1].

É evidente que em casos específicos o acompanhamento do doente tem de ser feito no seu lar e a monitorização dos sinais vitais efetuada várias vezes por dia em especial em doentes hipertensos. O facto de haver uma ferramenta que os doentes acima referidos possam levar para casa seria muito relevante pois poderia prevenir, evitar e diagnosticar doenças de uma maneira apropriada.

1.3. Estrutura da Tese

Esta dissertação está dividida em seis capítulos. O primeiro é constituído pela presente introdução, objetivos e importância do tema desta tese. O Capítulo dois destina-se à elaboração de uma revisão bibliográfica acerca dos aspetos e sinais fisiológicos relevantes, tais como, Eletrocardiograma, Fotopletismografia, Pressão Arterial, Tempo de Trânsito de Pulso, entre outros. É também abordado o tema da importância da constante monitorização em ambiente clínico de alguns parâmetros como a pressão arterial e os diversos métodos para a sua obtenção. No capítulo três são abordados e referenciados diversos estudos e algumas explicações acerca dos diversos métodos para a obtenção do TTP e PA, espelhando a pesquisa efetuada. É neste mesmo capítulo que são explicados os sinais utilizados para o cálculo do TTP que iremos comparar nos capítulos seguintes. O Capítulo quatro descreve os métodos de processamento de sinal relevantes para o tema desenvolvido e para a obtenção de resultados expostos no Capítulo cinco. Neste capítulo são referidos os procedimentos utilizados e a explicação da comparação dos métodos, assim como a apresentação dos resultados obtidos. No Capítulo seis constam as conclusões resultantes da análise dos resultados obtidos e algum trabalho futuro.

A presente dissertação forneceu material e deu origem à submissão do artigo intitulado *“Pulse Transit Time estimation for continuous blood pressure measurement: a comparative study”* no Terceiro Congresso Internacional de Saúde – IPLeia (3rd IPLeia’s International Health Congress). O artigo foi submetido e proposta a sua apresentação oral.

2. Enquadramento Teórico

A necessidade da monitorização contínua de parâmetros médicos para diagnóstico, tem incentivado o desenvolvimento de tecnologia associada a sensores e sistemas de aquisição de sinal cada vez mais minuciosos e que mantenham a qualidade de sinal suficiente para a extração da informação necessária à monitorização, causando o mínimo de desconforto aos utilizadores. Para que o diagnóstico, o acompanhamento e o tratamento de doentes seja mais preciso e rigoroso é, muitas vezes, necessário ter em conta o carácter dinâmico intrínseco aos parâmetros fisiológicos analisados. É fundamental que, a análise destes parâmetros, seja efetuada sobre sinais biomédicos adquiridos continuamente, uma vez que estes sinais contêm informação que permite descrever detalhadamente as variações dos parâmetros médicos ao longo do tempo de monitorização. A avaliação clínica do doente pode ser feita através da observação de sinais vitais, tais como a temperatura, a frequência respiratória, a frequência cardíaca, a pressão sanguínea ou o nível de saturação de oxigénio no sangue. Pela análise detalhada deste conjunto de sinais é, muitas vezes, possível o controlo de doenças crónicas respiratórias e cardiovasculares, como é o caso da hipertensão, e a identificação de fatores de risco associados normalmente a patologias graves através das reações do organismo a determinadas situações de stress fisiológico, que resultam em variações nos sinais adquiridos durante a monitorização.

A monitorização da pressão arterial por métodos invasivos é a mais utilizada em cenários de ambulatório. Esta técnica tem algumas características que são tomadas como desvantagens, como por exemplo [2]:

- A cânula arterial é um foco potencial de infecção, embora as linhas arteriais se infetem com muito menos frequência do que as linhas venosas;
- A inserção de um sistema de monitorização de pressão intra-arterial pode ser difícil e demorada, especialmente em pacientes em choque. Isso pode potencialmente distrair de outros problemas que precisem de atenção mais urgente;
- O equipamento de monitorização, peças de reposição e cânula são caros quando comparados com métodos não invasivos de monitorização da pressão arterial;
- Qualquer droga inadvertidamente administrada na linha arterial pode formar cristais e causar isquemia catastrófica do membro.

Apesar das desvantagens acima referidas, a pressão arterial por métodos invasivos também tem vantagens, tais como:

- Monitorização da pressão arterial contínua é útil em pacientes que são suscetíveis de apresentar alterações bruscas de pressão arterial;
- O trauma associado à inflação repetida da braçadeira é evitado em pacientes que são propensos a precisar de monitorização por um longo período de tempo, por exemplo em pacientes em unidade de cuidados intensivos;

De acordo com [3] para avaliar se uma técnica é compatível para ser implementada em cenários de ambulatório, foram comparados vários métodos não invasivos mais (ou menos) conformes de acordo com critérios clínicos (critérios para avaliar o cumprimento dos valores de tensão medidos) e critérios de ambulatório. Os contemplados para a comparação foram o método auscultatório, o oscilométrico, da braçadeira, tonométrico e pela velocidade de trânsito de pulso.

A medição auscultatória determina a tensão arterial através da monitorização dos sons de

Korotkoff. Consiste na colocação de uma braçadeira insuflável como a da Figura 2.1 à volta do braço, aproximadamente à mesma altura na vertical que o coração. Técnica normalmente usada para a medição da PA, apesar de sua exatidão limitada.



Figura 2.1 – Exemplos de equipamento para medição auscultatória, estetoscópio e esfigmomanómetro de mercúrio.

O método oscilométrico consiste na utilização de um sensor de pressão eletrónico com uma leitura numérica da tensão arterial, tal como ilustrado na Figura 2.2. Na maioria dos casos a braçadeira é insuflada e libertada por uma bomba e válvula operada eletricamente, que pode adaptar-se ao pulso (elevado à altura do coração), preferencialmente na parte superior do braço. As pressões sistólica e diastólica são determinadas através de um algoritmo que as correlaciona com a pressão arterial média.



Figura 2.2 - Os tensiómetros automáticos e semiautomáticos utilizam medição oscilométrica.

O método de volume através de braçadeira consiste, na colocação de uma pequena

braçadeira que inclua um dispositivo de fotopletismografia (FPG) em torno de um dedo, como ilustra a Figura 2.3.

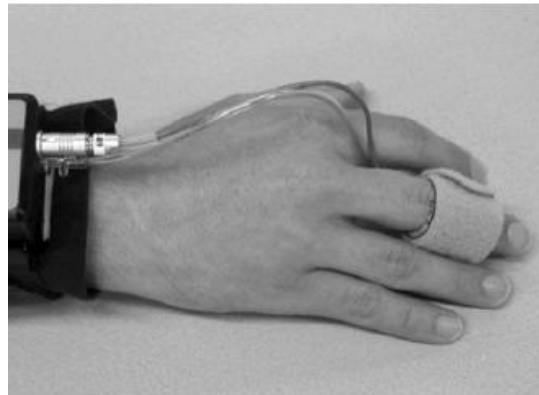


Figura 2.3 – Dispositivo de FPG no dedo.

A medição pelo método tonométrico consiste na aplicação de uma força ao longo do centro de uma artéria superficial (contra um osso subjacente) até que a artéria comesse a distorcer. Mantendo um posicionamento constante do sistema, um sensor traduz os deslocamentos verticais detetados em sinais elétricos que descrevem formas de onda de pressão arterial. A Figura 2.4, ilustra o funcionamento do sensor (à direita) e a sua utilização (à esquerda).

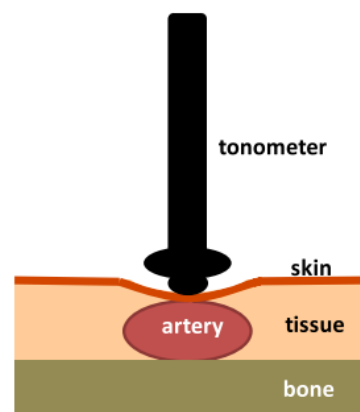


Figura 2.4 – Funcionamento e utilização por medição tonométrica.

A medição através de velocidade de trânsito de pulso proporciona um ótimo desempenho em cenários de ambulatório por ser estritamente não-oclusiva. Não cria

perturbações, sendo portanto, perfeitamente adaptados à monitorização 24h.

O aumento da percentagem de doentes crónicos e do envelhecimento da população associado às necessidades de melhoria da qualidade dos cuidados de saúde prestados, ao desejo de maior independência e melhoria da qualidade de vida destas frações da população, tem contribuído de forma significativa para o desenvolvimento da tecnologia de sensores cada vez mais miniaturizados, ergonómicos, portáteis e com maior autonomia de funcionamento [4].

Apesar da contínua renovação das tecnologias utilizadas para a realização de diagnósticos médicos, o eletrocardiograma (ECG), disponível desde o início do século passado, ainda mantém um papel central na investigação de várias doenças cardíacas.

A necessidade de oxigénio é determinada pela atividade metabólica dos tecidos de cada indivíduo. O equipamento que permite medir de forma não invasiva a saturação de oxigénio no sangue arterial e pulsação é o oxímetro.

A fotopletismografia é outro dos métodos utilizados de monitorização que consiste na medição e registo das modificações de volume de uma parte do corpo, órgão ou membro decorrentes de fenómenos circulatórios.

Em pessoas com idade avançada ou com problemas de hipertensão são as variações da pressão arterial mais evidentes e perigosas. A PA é um parâmetro essencial para a avaliação clínica dos pacientes pois é o resultado de diversos fatores fisiológicos. Um método não invasivo de estimação de PA é a determinação do TTP e consequentemente da velocidade de trânsito do pulso (VTP). O TTP e PA estão inversamente relacionados e a relação mantém-se estável ao longo de um determinado período de tempo para um indivíduo.

2.1. Eletrocardiograma

O ECG é de grande valor na avaliação de outros tipos de anormalidades cardíacas, incluindo doenças das válvulas cardíacas, cardiomiopatia, pericardite e sequelas cardíacas da hipertensão arterial. ECG é um processo não invasivo, indolor que registra a atividade elétrica do coração. São colocados pequenos elétrodos de metal sobre a superfície da pele dos punhos, dos tornozelos e do peito, sendo os sinais elétricos transmitidos a partir desses elétrodos, por fios condutores, até à máquina de leitura que, por sua vez, os transforma em padrões ou ondas.

Diferentes ondas representam diferentes áreas do coração através do qual fluem correntes elétricas que estimulam os músculos do coração para se contraírem ou relaxarem. Na Figura 2.5, a onda P representa a corrente nas câmaras superiores do coração (as aurículas), o complexo QRS representa a corrente nas câmaras inferiores do coração (os ventrículos) e a onda T representa o breve “período de descanso” do coração, quando ele se recarrega eletricamente (repolariza) entre os batimentos cardíacos.

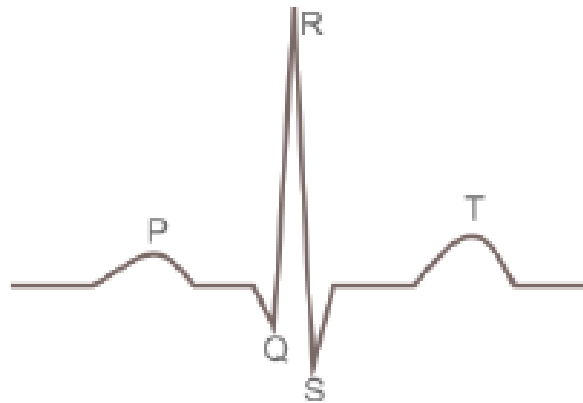


Figura 2.5 – Complexo QRS de onda cardíaca.

As ondas do ECG são registradas em papel à medida que o sinal vai sendo adquirido, revelando a frequência e o ritmo cardíacos, como demonstrado na Figura 2.6. O aspeto dos padrões das ondas pode proporcionar indícios importantes sobre uma lesão do músculo cardíaco ou uma irritação da membrana que envolve o coração (pericárdio).

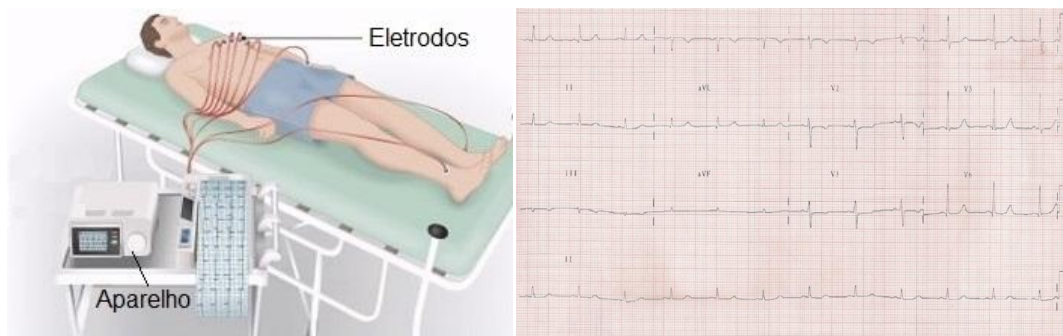


Figura 2.6 - Registo de um Eletrocardiograma.

Na maior parte dos casos, um ECG básico demora aproximadamente 5 a 10 minutos e pode ser realizado num consultório médico, num laboratório de eletrocardiografia ou num hospital. Pode ser utilizado para avaliar alguém com uma dor no peito, com um ataque cardíaco em curso ou com suspeita de doença coronária ou arritmia cardíaca. Este exame pode igualmente ajudar a diagnosticar um coágulo de sangue a bloquear o fluxo de sangue num pulmão (tromboembolismo pulmonar), níveis sanguíneos anormais de potássio ou de cálcio ou doses excessivas de determinados medicamentos.

Um ECG é por vezes usado como parte de um exame físico de rotina ou como exame de rastreio nas pessoas com um risco elevado de problemas cardíacos, incluindo as pessoas com uma pressão arterial elevada (hipertensão), com colesterol elevado, com diabetes, com um histórico familiar de problemas cardíacos e fumadores. O ECG poderá sugerir a existência de doença coronária mesmo na ausência de sintomas.

Durante uma cirurgia, um traçado de ECG ajuda a monitorizar o funcionamento do coração.

2.2. Fotopletismografia

A frequência cardíaca pode ser estimada tendo por base o princípio de fotopletismografia (FPG), ou seja, a medição de alterações do volume sanguíneo utilizando um método ótico.

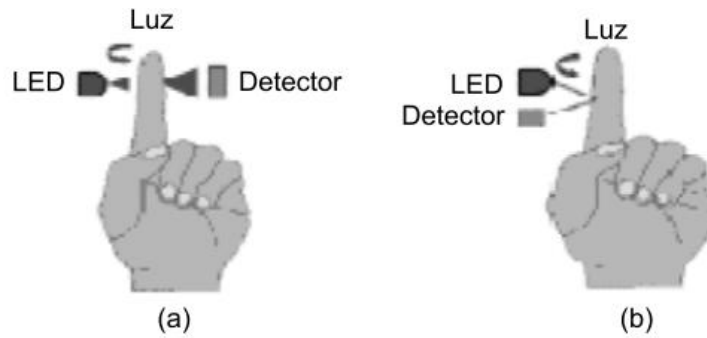


Figura 2.7 - Sensor de fotopletismografia para aplicação no dedo, por transmissão (a) e por reflexão (b).

Tal como ilustrado na Figura 2.7, no caso particular dos sensores de FPG que medem a quantidade de luz infravermelha absorvida ou refletida pelo sangue, as alterações de volume são provocadas por variações da pressão sanguínea nos vasos, que ocorrem ao longo do ciclo cardíaco. Dada a relação existente entre o volume dos vasos, a pressão sanguínea e a quantidade de luz absorvida ou refletida, é possível observar a variação de volume com base na luz detetada pelo sensor. Para se conseguir detetar a variação de volume através do sensor, os locais de aplicação terão de possuir uma elevada perfusão e poucas camadas de tecidos envolventes, como por exemplo, no lóbulo da orelha e a ponta dos dedos como retrata a Figura 2.8 [2].



Figura 2.8 - Localização de sensores de FPG.

Assim como o sangue, os ossos, a pele e os tecidos são os principais responsáveis pela absorção contínua de luz (componente contínua (DC)) representada na Figura 2.9. A variação do sinal óptico (componente alternada (AC)) recebido pelo sensor é,

essencialmente, consequência da variação do caminho óptico devido às alterações de fluxo sanguíneo e à orientação espacial dos glóbulos vermelhos durante o ciclo cardíaco [4].

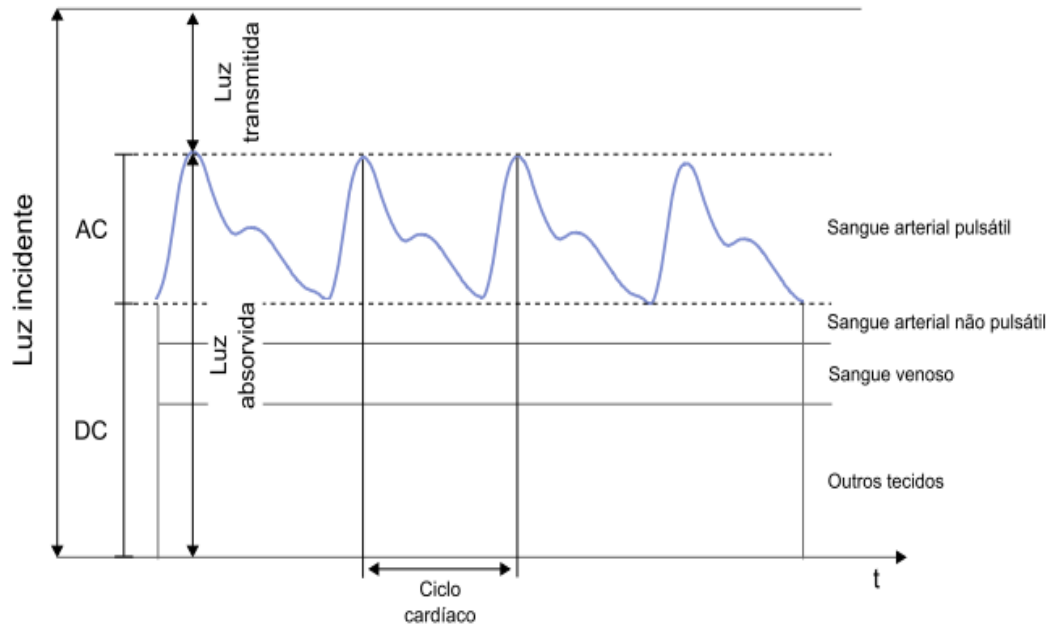


Figura 2.9 – Fotopletismografia.

A monitorização do sinal de FPG está normalmente integrada nos oxímetros de pulso semelhantes aos da Figura 2.10. A necessidade de monitorização portátil do comportamento cardiovascular tem aumentado exponencialmente o interesse neste tipo de sensores.



Figura 2.10 - Oxímetro de pulso.

Uma das aplicações médicas do TTP é na investigação de doenças relacionadas com o

sono. A detecção de dessincronia entre a caixa torácica e o abdómen, são componentes de identificação de respiração, assim como é a ferramenta mais utilizada na identificação de obstrução das vias aéreas superiores e o aumento do esforço respiratório durante o sono. No entanto a utilização do oxímetro é difícil de padronizar devido às consideráveis variações da posição corporal, estágio de sono e grau de obesidade.

2.3. Fonocardiograma

Com os recentes avanços tecnológicos, a técnica de auscultação cardíaca, vem a perder a sua importância devido ao aparecimento de novas técnicas mais precisas. Graças ao elevado avanço tecnológico e à incrementação de precisão em outros exames (eletrocardiograma e ecocardiograma) faz com que haja uma progressiva desvalorização da técnica de diagnóstico mais usual (auscultação)[5].

O fonocardiograma (FCG) diz respeito ao procedimento utilizado para gravação dos sons cardíacos, desenvolvido para melhorar os resultados obtidos com o estetoscópio acústico tradicional. Por FCG, as ondas de som do batimento cardíaco podem ser capturadas, gravadas, medidas e traçadas utilizando instrumentação adequada. Permite documentar o momento, a intensidade, a frequência, a qualidade, o tom, o timbre e localização precisa dos diferentes componentes do som do coração, de uma forma objetiva e repetível.

O método tradicional de auscultação de sons do coração, como demonstrado na Figura 2.11 é ainda a primeira ferramenta básica de análise e é aplicada para avaliar o estado funcional do coração, sendo o primeiro indicador.



Figura 2.11 - Auscultação de sons do coração utilizando um estetoscópio.

Na auscultação do coração, o médico tenta identificar e analisar separadamente os diferentes sons que compõem o som do coração, e em seguida realiza uma síntese das características extraídas. Pode visualizar-se na Figura 2.12 um exemplo de FCG, onde se podem verificar diversas alterações na mesma onda.

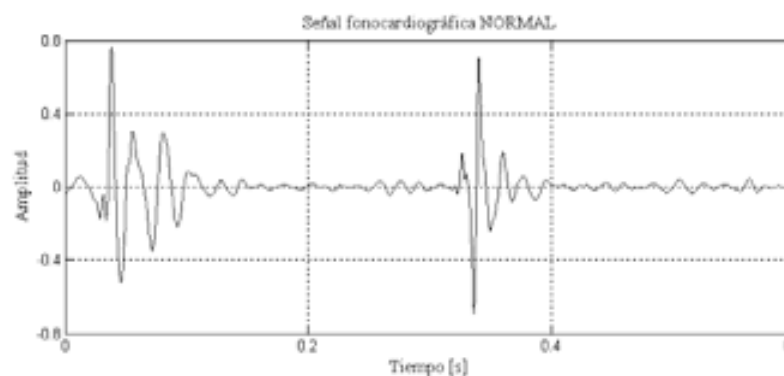


Figura 2.12 –Exemplo de fonocardiografia.

Durante o ciclo cardíaco o coração vibra, provocando uma onda acústica que se propaga através da parede do tórax. O principal componente da onda acústica corresponde à frequência cardíaca mas também a toda estrutura do coração, pois tem uma constituição particular com as suas próprias características biomecânicas: frequências naturais, elasticidade, amortecimento e impedâncias mecânicas e acústicas. Isto faz com que tanto a vibração do coração, como a onda acústica produzida, cubram um vasto espectro de frequências. A maioria dos sons produzidos no sistema cardiovascular, que apresentam

Para que o sangue possa atingir todas as células corporais e ocorrerem as trocas gasosas, ele deve ser, constantemente, propelido ao longo dos vasos sanguíneos. O coração é a bomba que promove a circulação de sangue por cerca de 100 mil quilômetros de vasos sanguíneos. O resultado do batimento cardíaco é a propulsão de uma determinada quantidade de sangue através da artéria aorta. Quando essa quantidade de sangue passa através das artérias, elas contraem-se como se estivessem a espremer o sangue para que ele se vá movimentando. A pressão é responsável e necessária por manter o sangue a circular por todas as partes do organismo e é medida em milímetros de mercúrio (mmHg) [7].

Todo o SCV é dedicado à regulação da pressão arterial num determinado intervalo, mesmo durante fortes desafios fisiológicos. No entanto, devido ao mecanismo de batimento do coração, a pressão arterial não é um valor único, mas uma série contínua de valores tal como ilustrado na Figura 2.14.

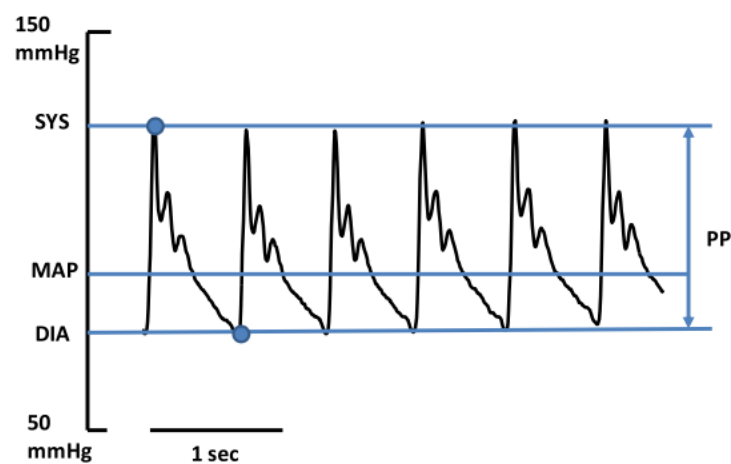


Figura 2.14 - Seis batimentos cardíacos (rastreo gravado no dedo).

Na prática clínica são vários os indicadores representativos do estado da pressão arterial geralmente fornecidos:

- A pressão arterial sistólica (PAS): definida como o valor máximo de um traçado de pressão arterial.

- A pressão arterial diastólica (PAD): definida como o valor mínimo de um traçado de pressão arterial.
- A pressão arterial média (PAM): definida como o valor médio de um traçado de pressão arterial e pode ser definida pela seguinte equação:

$$PAM = \frac{PS + 2PD}{3} \quad (2.1)$$

O coração bombeia sangue com uma frequência de 60 a 80 batimentos por minuto (em repouso), para que o oxigénio e os nutrientes necessários ao normal funcionamento do nosso organismo sejam distribuídos a todas as células do corpo humano.

A pressão arterial é mais elevada quando o coração bombeia o sangue e diminui quando o coração relaxa entre batimentos. Assim se explica a existência de um valor máximo e de um mínimo. Os valores ótimos são de 120 mmHg para a pressão sistólica (máxima) e de 80 mmHg para a pressão diastólica (mínima), representadas na Figura 2.15.

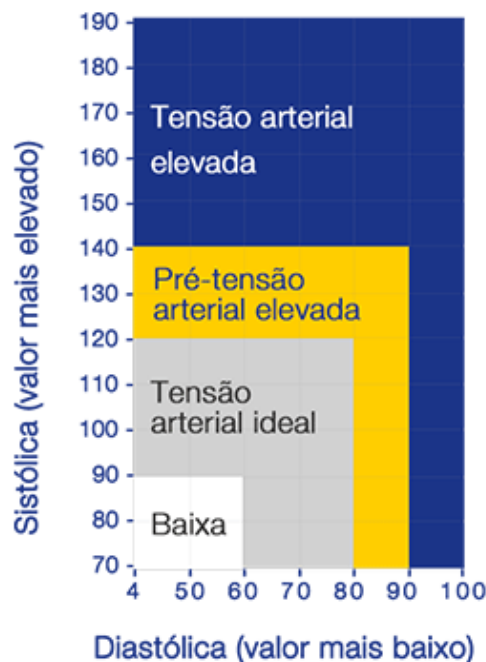


Figura 2.15 - Relação de valores entre a pressão arterial sistólica e diastólica.

O termo pressão arterial sistólica refere-se à força criada pela tensão nas artérias quando o coração se contrai e bombeia sangue para estas. A medida da tensão arterial sistólica é geralmente considerada normal se estiver abaixo dos 120 mmHg, enquanto que uma medida de tensão arterial sistólica superior a 140 mmHg, geralmente indica tensão arterial elevada ou hipertensão. Se uma pessoa tem uma medida de tensão arterial sistólica entre estes dois valores, está geralmente considerada no limite para a tensão arterial elevada. Por esse motivo será recomendada a monitorização da tensão arterial.

A tensão arterial diastólica indica que tensão está presente nas artérias entre batimentos cardíacos, quando o coração está em repouso. É apresentada como o valor mais baixo quando a tensão arterial é medida. Uma tensão diastólica normal é geralmente igual ou inferior a 80 mmHg, por sua vez um valor superior a 90 mmHg indica uma tensão arterial elevada. Um valor entre estes dois é geralmente motivo de preocupação, pelo que provavelmente será recomendada a sua monitorização.

O interesse na deteção, tratamento e controle da hipertensão baseia-se no fato da pressão arterial elevada ser considerada um dos principais fatores de risco para doença cardiovascular (DCV): a causa mais comum de morte nos países desenvolvidos.

A hipertensão arterial é, assim, definida como níveis de PA acima da normalidade. Por uma questão de evidências, a definição de limiares da PA evolui continuamente de acordo com novos dados empíricos registrados em todo o mundo.

Segundo a Norma da Direção Geral da Saúde [8], o diagnóstico de hipertensão arterial (HTA) define-se, em avaliação de consultório, como a elevação persistente, em várias medições e em diferentes ocasiões, da PAS igual ou superior a 140 mmHg e/ou da PAD igual ou superior a 90 mmHg. A hipertensão arterial classifica-se em três graus, correspondendo o grau 1 a hipertensão arterial ligeira, o grau 2 a hipertensão arterial moderada e o grau 3 a hipertensão arterial grave. Os profissionais de saúde registam nos processos clínicos os valores de PA avaliados em cada situação clínica e classificam-na nos termos da presente Norma [8].

2.5. Tempo e Velocidade de Trânsito de Pulso

O tempo de trânsito de pulso (TTP) é definido como o tempo que uma onda de pulso demora a deslocar-se entre dois locais da mesma artéria dentro do mesmo ciclo cardíaco. O tempo de viagem do pulso é medido como o período de tempo entre a contração que ocorre no coração e a chegada do impulso de sangue a uma determinada localização, como por exemplo ao dedo indicador esquerdo. A contração que ocorre no coração é detetada usando o pico R do sinal ECG e a chegada do pulso de sangue é detetada como o ponto médio da onda do sinal de FPG [9].

A onda R do eletrocardiograma é um sinal elétrico que precede a ação mecânica do coração. Na determinação do TTP da Figura 2.16, à onda R foi adicionado o período de pré-ejeção. Na realidade o período de pré-ejeção não é incluído na determinação do TTP real [10].

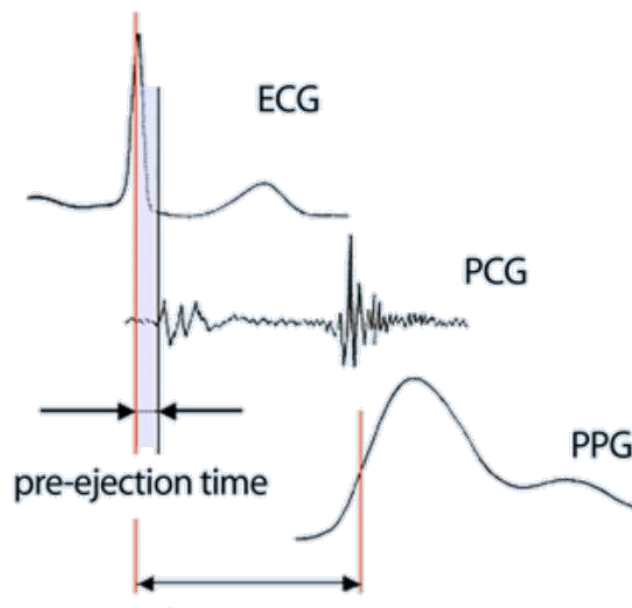


Figura 2.16 - Determinação do TTP, incluindo o período de pré-ejeção, ECG, FCG, FPG.

O sinal fisiologicamente mais correto para a detecção do início do impulso mecânico seria o som cardíaco. A detecção adequada do som do coração é exigente e menos confiável em comparação com o eletrocardiograma. Além disso, requer equipamentos adicionais ao paciente, daí o ECG ser o sinal preferencial para efetuar leituras e registros. O período de pré-ejeção correlaciona inversamente a ativação simpática e a frequência cardíaca,

respetivamente, e, portanto, influencia o TTP, limitando a utilização deste método em pacientes que recebem medicação que influencia o período de pré-ejeção. Para além do local de deteção, outros parâmetros da onda de pulso (por exemplo, as propriedades de altura, idade, e vasos) também afetam fortemente o TTP.

O ECG e FPG estão disponíveis em equipamentos para diagnóstico do sono, incluindo dispositivos de rastreio, como tal a colocação adicional de sensores não é necessária para a determinação do TTP. Alguns parâmetros relevantes devem ser considerados em relação à forma de obtenção do TTP, por forma a este ser o mais fidedigno possível [11].

A velocidade da onda de pulso está relacionado com a elasticidade dos vasos arteriais (módulo de Young) e expressa-se pela seguinte equação ([11], [12]):

$$VTP = \sqrt{\frac{Eh}{\rho D}} \quad (2.2)$$

em que VTP é a velocidade da trânsito de pulso, E o incremento do módulo de Young, h é a espessura da parede arterial, ρ é a densidade do sangue e D é o diâmetro da artéria.

O TTP e conseqüentemente a VTP são influenciadas por propriedades elásticas, principalmente intrínsecas da parede arterial, tais como a idade, a remodelação vascular, a arterosclerose, e a pressão sanguínea. Este tempo está relacionado com a velocidade de propagação da onda de pulso. As condições físicas têm sido descritas matematicamente em [13].

Diversos estudos apresentados [11] demonstram que algumas características como a idade, o sexo e fatores de risco cardiovasculares, estão ligados a uma maior rigidez arterial, relacionada significativamente com a velocidade da onda de pulso [11]. Além disso, uma relação entre a VTP e a pressão arterial tem sido mostrada em estudos o que acresce a possibilidade de a medição da pressão arterial ser de forma não invasiva e contínua.

3. Revisão da Literatura

O tempo de trânsito de pulso tem sido ao longo de vários anos estudado e existem diversos métodos para o adquirir. Nesta dissertação vão ser referenciados alguns dos estudos que mais contribuíram para a evolução desta temática.

Segundo [10], os autores deste artigo submeteram 63 indivíduos a um exame físico numa bicicleta ergométrica, com o objetivo de induzir o aumento da pressão arterial. O grupo 1 consistia em 13 pessoas (6 mulheres e 7 homens) e o objetivo seria determinar a relação entre a velocidade de trânsito de pulso e pressão sanguínea enquanto o grupo 2, constituído por 50 voluntários (21 mulheres e 29 homens) iriam testar a aplicabilidade da medição absoluta da pressão sanguínea sistólica (PAS). O principal critério de exclusão para todos os indivíduos foram doenças cardiovasculares, que influenciariam fortemente o sinal de ECG ou pletismografia, dificultando assim uma deteção precisa do TTP.

No ECG, a onda R foi detetada a partir de uma ligação no peito, utilizando critérios de amplitude e inclinação. A chegada da onda de pulso foi definida pelo valor de pico do sinal diferenciado, que corresponde à parte mais íngreme da subida do sinal de pletismografia, como demonstrado na Figura 3.1.

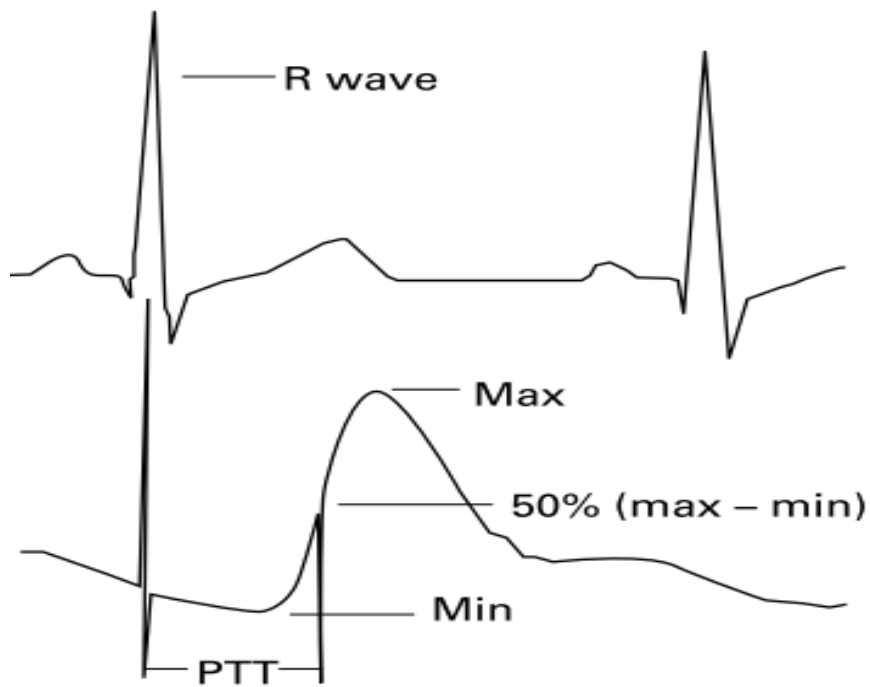


Figura 3.1 - Traçado de ECG e Pletismografia para a deteção da onda R no cálculo do TTP.

Antes do início do procedimento foi efetuada uma calibração, que consiste numa única medição através de um esfigmomanómetro calibrado com sistema de braçadeira para obter a $PA_{\text{braçadeira}}$. Este procedimento permitiu uma correlação entre a PA medida pelo equipamento com braçadeira ($PA_{\text{braçadeira}}$) e PA medida utilizando o tempo de trânsito de pulso ($PA_{\text{TTP,braçadeira}}$). A diferença entre $PA_{\text{TTP,braçadeira}}$ e $PA_{\text{braçadeira}}$ em medições distintas foi utilizada como ponto de calibração da função VTP-PA.

A velocidade de trânsito de pulso foi calculada através da seguinte fórmula retirada de [14]

$$VTP \text{ (cm/ms)} = \frac{FCC \times \text{altura (cm)}}{TTP \text{ (ms)}} \quad (3.1)$$

com FCC = Fator de correlação corporal e altura referente à altura corporal dos indivíduos. FCC é 0.5 para adultos quando a deteção é no dedo. Este parâmetro é baseado em vários estudos que mostram uma correlação altamente significativa entre envergadura e altura do corpo e pequenas diferenças absolutas entre as duas medidas

[15]. FCC corresponde à distância medida a partir do nível do esterno até à extremidade do dedo médio.

A relação entre a $PA_{\text{braçadeira}}$ e PA_{TTP} foi examinada utilizando análise de regressão linear e os seus coeficientes de correlação foram calculados para os indivíduos, bem como para todo o grupo.

Para estudar a relação entre a velocidade de trânsito de pulso e a pressão arterial, foi obtida uma função matemática empírica para ajustar os dados obtidos a partir de 13 sujeitos do grupo 1. A função consiste em três termos: um termo exponencial, um segundo termo não-linear, e uma constante de correção, que consiste na diferença entre a pressão arterial obtida através de uma braçadeira ou pelo cálculo do TTP. Esta correção corresponde a uma calibração de um ponto e desloca a curva para a pressão arterial de referência.

$$PA_{TTP} = P1 \times VTP \times e^{(P3 \times VTP)} + P2 \times VTP^{P4} + (PA_{TTP, \text{braçadeira}} - PA_{\text{braçadeira}}) \quad (3.2)$$

com os parâmetros $P1 = 700$, $P2 = 766$, $P3 = -1$, e $P4 = 9$, $PA_{TTP, \text{braçadeira}}$ e a pressão arterial calculada (a partir do TTP) correspondente para a pressão sanguínea medida pelo método de referência, e $PA_{\text{braçadeira}}$ como a medida da pressão arterial de um tempo distinto no início da experiência utilizando o método de referência (braçadeira). Os parâmetros P1 a P4 foram estimados através dos mínimos quadrados adequados da função para os dados dos 13 indivíduos (grupo 1).

O coeficiente de regressão não-linear foi $r^2 = 0,626$. Na Figura 3.2, estão demonstrados os gráficos individuais dos dois componentes da função resultante, os dados originais, e o efeito da calibração de um ponto.

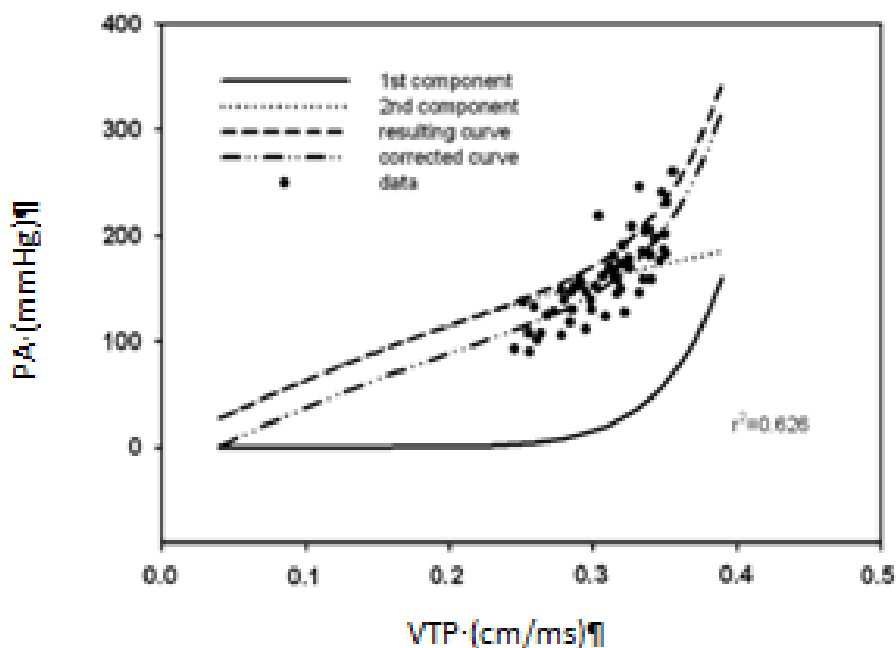


Figura 3.2 - Demonstração da função empírica VTP-PA, o resultado da mesma com e sem correção.

Aos dados do primeiro grupo foi aplicado um método de calibração para o cálculo da pressão arterial sistólica, resultando numa correlação significativa entre PA_{TTP} e $PA_{braçadeira}$.

Nesse momento foi iniciado um processo de medição num dispositivo de polissonografia (SOMNOscreenTM.), que permite um alinhamento de tempo entre $PA_{braçadeira}$ e $PA_{TTP,braçadeira}$. A diferença entre $PA_{TTP,braçadeira}$ e $PA_{braçadeira}$ nesta altura foi utilizado para definir um ponto de calibração da função VTP-PA. A recolha de dados de $PA_{braçadeira}$ foi medida no final de cada nível de exercício (estado estacionário). O exercício foi interrompido durante 1 minuto para reduzir as perturbações devidas aos movimentos. Foi novamente marcado o tempo no SOMNOscreenTM e calculada a PA_{TTP} obtida de forma contínua para cada ciclo cardíaco após a calibração no software. Os valores da PA foram obtidos a partir da média utilizando uma janela móvel de 5 valores para reduzir a influência de artefactos (por exemplo, as mudanças causadas pela respiração).

A aplicação da função VTP-PA teve alguns inconvenientes, tais como distúrbios técnicos

no ECG e/ou na pletismografia. Contudo, na Figura 3.3, está representado o gráfico de PA_{TTP} e $PA_{braçadeira}$ assim como a regressão para este grupo.

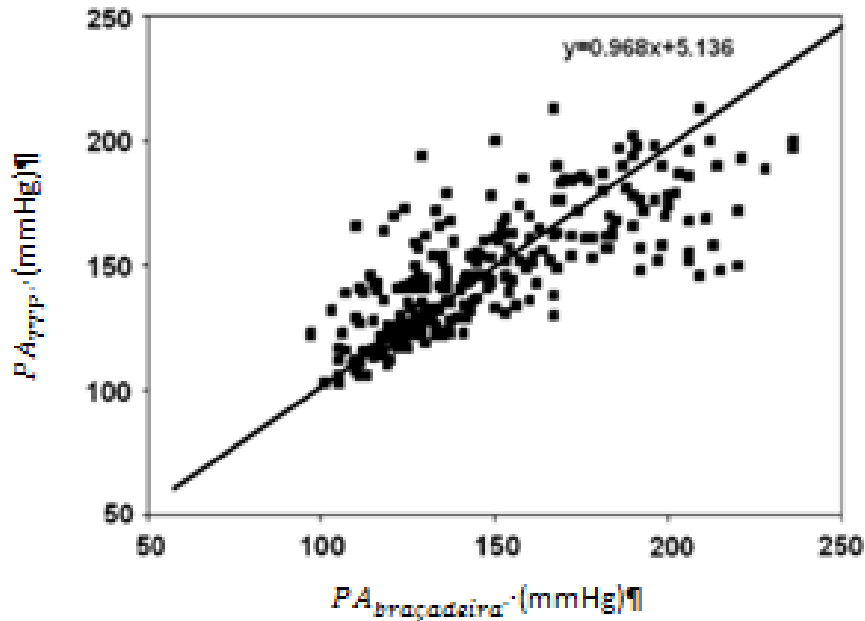


Figura 3.3 - Gráfico da PAS medida por meio da braçadeira e por determinação do TTP do grupo 2.

O presente estudo demonstra que a PAS calculada a partir do tempo de trânsito de pulso usando a calibração de um ponto correlaciona-se significativamente com a PAS medida pelo método da braçadeira. A inovação deste estudo em relação a anteriores, é o facto de a relação entre a VTP e a PAS medida seguir uma função não-linear tal como a utilização do método de calibração. Este último reduz a influência das propriedades estruturais das artérias, deslocando a relação VTP-PA ao longo do eixo vertical. Normalmente, a idade e/ou doença influencia a rigidez arterial não permitindo calcular os valores absolutos de PA.

Em [11], os autores comparam os valores de PA obtidos através do cálculo do TTP, comparando-o com a medição invasiva de PA e pelo método da braçadeira durante a anestesia endotraqueal em adultos e em crianças criticamente doentes. O TTP utilizado para obter a PA, consiste no tempo entre a onda R do ECG e o sinal de FPG no dedo.

A medição invasiva de pressão arterial é um método padrão utilizado na comparação e validação de resultados obtidos através de outras metodologias.

Dois estudos, que foram realizadas durante a anestesia endotraqueal em adultos e em crianças criticamente doentes, encontraram limites em relação às reduzidas correlações, respetivamente, para a comparação de PA invasiva e PA obtida a partir o TTP.

No primeiro estudo, a aplicação de várias drogas vasoativas (nitroglicerina, angiotensina II, norepinefrina, salbutamol) induziu alterações significativas no período de pré-ejeção em organismos saudáveis. O período de pré-ejeção contribui consideravelmente para o TTP medido, como sendo o atraso entre a onda R do eletrocardiograma e a onda de pulso periférico. Estes resultados, afirmam a necessidade de uma calibração individual do sistema para medir valores absolutos de PA. Contudo, a correlação entre a pressão sistólica intra-arterial baseada na PA era boa e os limites de concordância eram reduzidos em estudos clínicos utilizando sondas Doppler vasculares.

Numa recente investigação em pacientes normotensos e hipotensos, e em pacientes com arritmias cardíacas, a calibração de um ponto do sistema de medição da relação PAS foi aplicada. Verificaram-se diferenças muito reduzidas no valor médio da pressão arterial entre os métodos. Os limites de concordância no grupo dos não hipertensos eram aceitáveis, enquanto os sujeitos hipotensos e pacientes com arritmias revelaram claramente maiores diferenças entre os métodos

No segundo estudo comparativo entre o método de TTP e o método da braçadeira para obter valores de PA, os autores concluíram que o TTP não era um bom índice de PA. Aplicando o TTP, medição que exclui o tempo de pré-ejeção, foram encontradas boas correlações especialmente entre a PAS e esta medição.

Investigadores sugerem a utilização do TTP para a obtenção de PA. Estes demonstraram uma boa associação entre a variabilidade da PA e do TTP (incluindo o período de pré-ejeção) e encontrou uma boa precisão da monitorização.

Em suma, o autor conclui que a determinação da PA usando o TTP é fortemente influenciado pela qualidade do eletrocardiograma e da FPG. Existem várias razões para a perturbação de sinais de eletrocardiograma, que levam à falta ou falsa deteção da onda

R: ruído elétrico, artefactos de movimento, pequenas ondas R e ondas R patológicas.

Para além disso, o sinal de FPG pode ser perturbado, por exemplo por movimentos, eventos respiratórios, ou outros eventos que resultam em alterações da pressão hidrostática.

No entanto, a influência hidrostática depende de mudanças de posição do corpo, e em posição deitada durante o sono essa influência é baixa e, portanto, alterações da posição do corpo/mão durante o sono não irão provocar em consideráveis mudanças.

De acordo com [16], foi efetuado um estudo para estimar de pressão arterial através do cálculo do TTP, pela variação da altura do sensor de FPG no dedo. Primeiramente, a evolução do TTP em relação à PA, foi estudada através de 15 voluntários (10 do sexo masculino e 5 do sexo feminino entre os 23 – 56 anos) em exercícios ergonómicos durante 1 hora. Durante esse tempo, o TTP e a respetiva PA (obtida por uma braçadeira), foram medidas a cada 1-2 minutos. O traçado de ECG foi obtido com uma frequência de amostragem de 1kHz enquanto que a do FPG de dedo foi de 200 Hz.

Posterior a este primeiro passo, foi efetuada uma nova medição de PA com 6 voluntários do sexo masculino (entre os 26 e 31 anos), servindo para demonstrar a relação entre a posição vertical (relativamente ao coração) do braço que utiliza o sensor de dedo do FPG e conseqüentemente o TTP. Devido ao efeito da gravidade, a posição referida é de extrema importância para a determinação do TTP. Para testar a relação da posição, os voluntários iam alternando a posição do sensor a cada 2 minutos, inicialmente à altura do coração, depois com o braço para baixo esticado paralelamente ao corpo e finalmente levantado para cima. Figura 3.4, observa-se os pontos da alternância de posições.

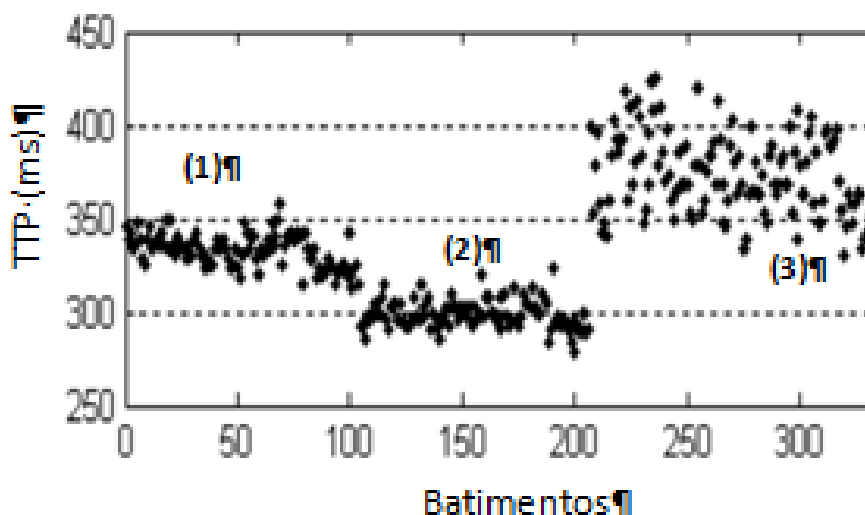


Figura 3.4 - TTP medido nas diferentes posições: Nível do coração (1), posição inferior (2) e superior ao coração (3).

Os autores deste estudo confirmam a existência de uma relação entre a tempo de trânsito de pulso e a pressão arterial. Contudo, a fim de evitar erros graves na estimativa da pressão arterial, para a deteção recomenda-se a utilização, para compensar as alterações causadas no TTP, por um sensor de deslocamento vertical de dedo FPG, porque os efeitos da gravidade neste caso falsificaram a relação quantitativa entre o PTT e a PA. Devido ao pequeno número de indivíduos estes resultados são preliminares e têm de ser confirmados por estudos com número representativo de pessoas ou mesmo por pacientes reais, de forma a alcançar a confiabilidade e precisão na estimativa da pressão arterial suficiente para uso médico.

3.1. Cálculo do TTP

No presente estado de arte, foram estudadas diversos métodos para a determinação do TTP. Após o estudo de cada uma delas podemos considerar que a mais utilizada, consiste na utilização de dois tipos de onda: ECG e FPG.

3.1.1. FPG e FPG

O TTP pode ser obtido através da utilização de dois sinais de FPG, tal como na Figura 3.5.

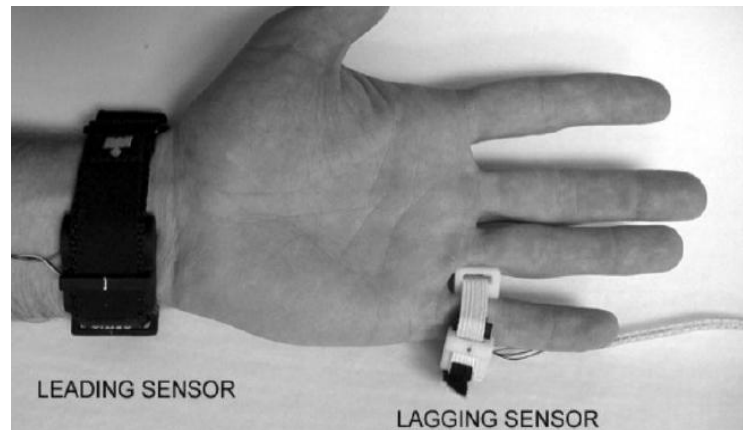


Figura 3.5 – Localização dos dois sensores de FPG. Sensor de pulso à esquerda e de dedo à direita.

O fotodíodo do sensor de pulso é colocado diretamente acima da artéria radial perto da articulação do pulso. O fotodíodo do sensor de dedo é colocado acima da artéria digital do dedo mindinho.

A Distância de Trânsito Pulso (A_x) entre os dois sensores é medida como a distância entre os bordos a montante dos dois fotodíodos.

O TTP é medido como a diferença de tempo entre o momento do início da onda de pulso medido no sensor de dedo e o tempo do início da onda de pulso no sensor de pulso [17].

3.1.2. ECG e FPG

Outro método de cálculo e obtenção do TTP é através de um sinal de ECG (Figura 3.6) e um sinal de FPG (Figura 3.7). Este método é o que mais utilizado para o cálculo do TTP e consiste em adquirir sinais de ECG e de FPG.

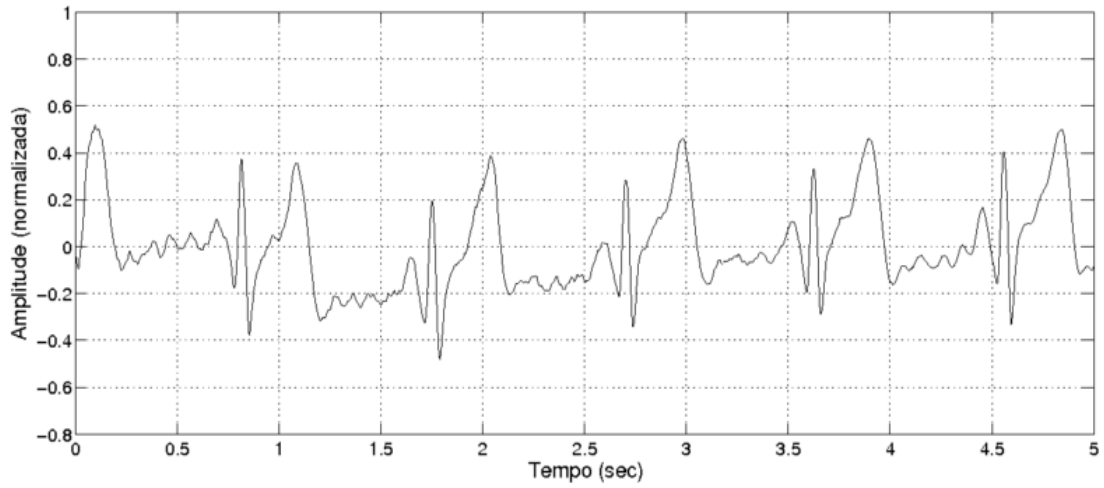


Figura 3.6 –Sinal de ECG .

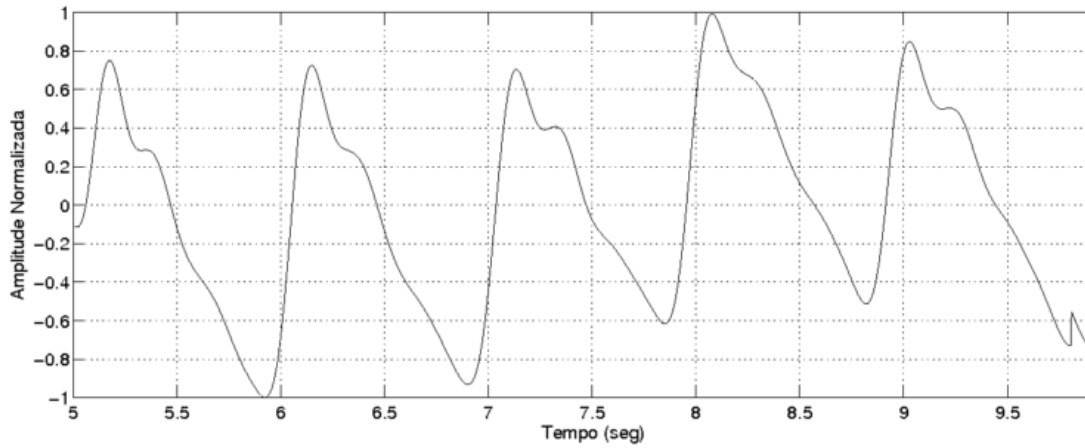


Figura 3.7 - Sinal de FPG.

Na Figura3.8 podemos visualizar os dois sinais acima referidos. Para além dos dois sinais, está representado o TTP em cada círculo cardíaco, através do tempo decorrido entre o pico da onda R do ECG e o máximo da curva pletismográfica.

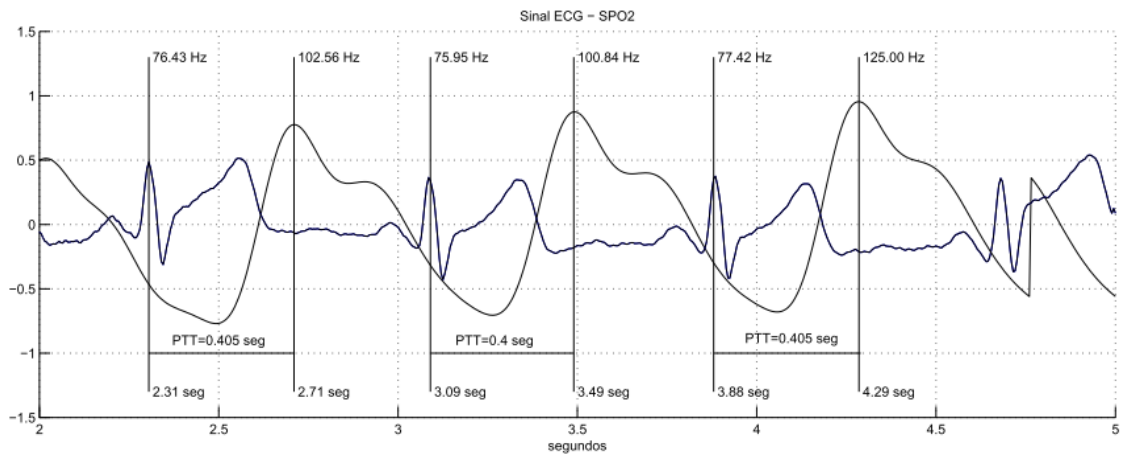


Figura 3.8 – Representação dos sinais de ECG, FPC e identificação do TTP.

Em [18] os autores aplicaram *wavelets* para processar os sinais em análise e obter o TTP. Os sinais de ECG e FPG foram decompostos em 8 níveis pela transformada *wavelet* discreta (TWD), utilizando a *wavelet Daubechies 6* (DB6). Devido à maioria do ruído estar em coeficientes de detalhe de alta frequência, se forem retirados esses coeficientes de detalhe e o sinal reconstruído a partir de coeficientes de aproximação apropriados será obtido o sinal sem ruído, tal como demonstrado na Figura 3.9.

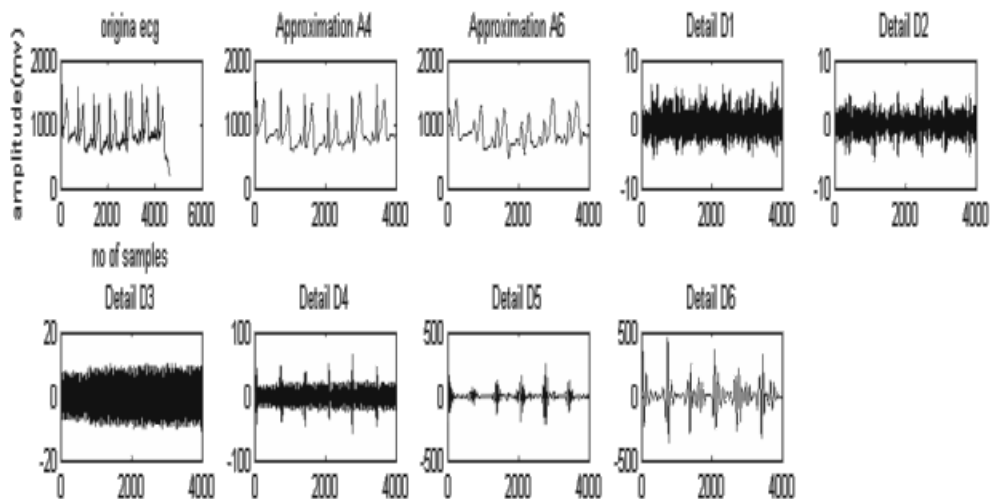


Figura 3.9 – Sinal original de ECG, Aproximações A4, A6 e detalhes D1, D2, D3, D4, D5 e D6.

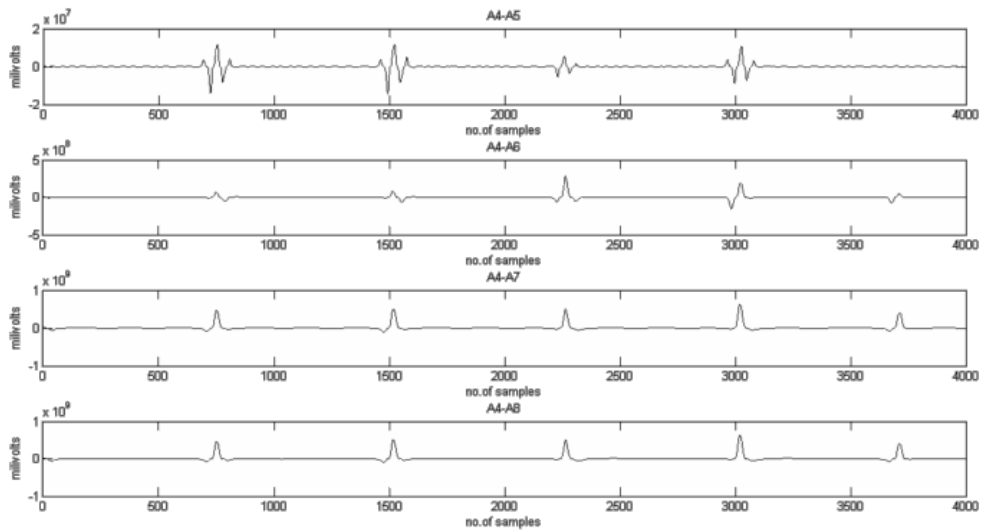


Figura 3.10 – Subtração das aproximações para obter o complexo QRS.

Através da subtração do nível A8 ao nível A4, pode ser obtido o complexo QRS da Figura 3.10 e neste processo o desvio da linha de base também é removido. Da mesma forma a aproximação A6 é reconstruída para o sinal de FPG para obter um sinal sem ruído e a linha de base corrigida.

Após o pré-processamento, os sinais apresentam-se tal como na Figura 3.11 e preparados para o cálculo do TTP que os autores definem como sendo o tempo entre o pico R do sinal de ECG e o pico do sinal de FPG do mesmo ciclo cardíaco.

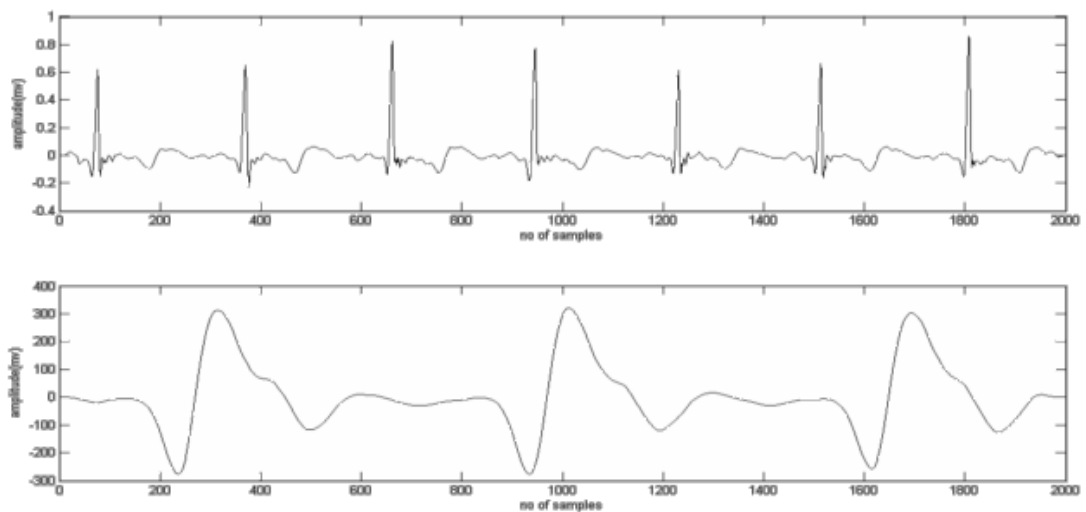


Figura 3.11 – Sinal de ECG e FPG sem ruído e pela aplicação de *wavelets* .

3.1.3. ECG e Bioimpedância

A análise de bioimpedância (ABI) consiste num método não invasivo, rápido e relativamente barato para avaliar a composição corporal. Utiliza-se a condutividade elétrica para realizar a estimativa dos compartimentos corpóreos.

Os tecidos magros são altamente condutores de corrente elétrica devido à grande quantidade de água e eletrólitos, apresentando baixa resistência à passagem da corrente elétrica. Por outro lado, a gordura, o osso e a pele constituem um meio de baixa condutividade apresentando, portanto, elevada resistência.

Para além de funcionalidades estéticas e desportivas, a MBI pode ser utilizada, em conjunto com sinal de ECG, para obter o TTP, com o objetivo de monitorização contínua de doenças cardiovasculares com o mínimo de desconforto.

A ABI, representada na Figura 3.12, pode substituir o papel de PPG no método de medição com ECG, uma vez que o impulso de sangue pode ser detetado através da alteração da impedância num vaso sanguíneo.

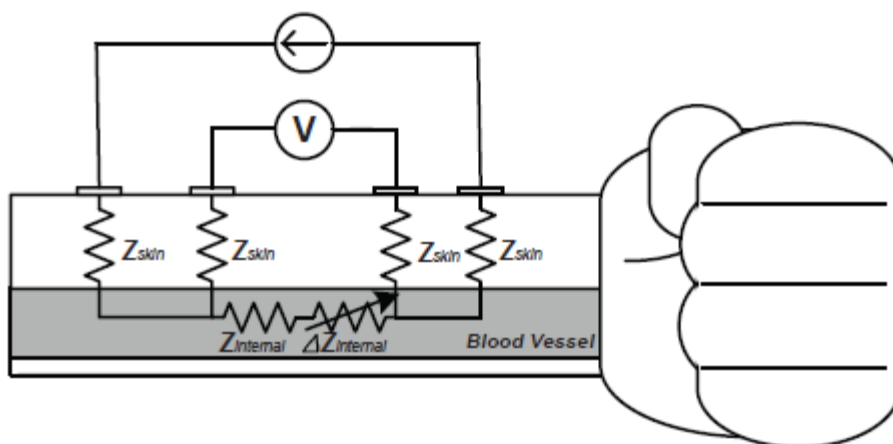


Figura 3.12 - Modelo de medição de bioimpedância.

A configuração dos eléctrodos e sensores de FPG pode ser visualizada na Figura 3.13. Os eléctrodos para medição de ECG estão ligados em ambos os pulsos, direito e esquerdo, dois conjuntos de quatro eléctrodos para ABI estão ligados no pulso e cotovelo esquerdo, e um sensor PPG é colocado no polegar esquerdo [19].

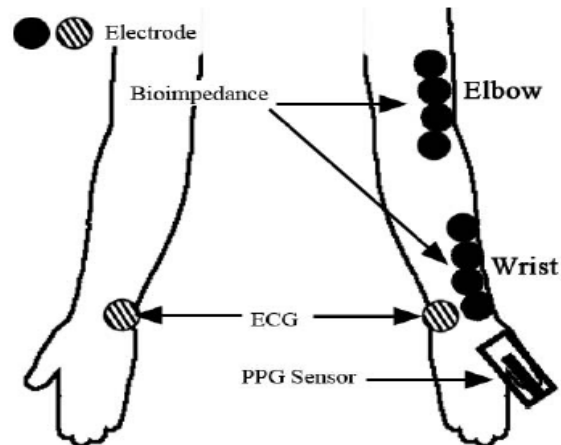


Figura 3.13 - Localização dos 3 tipos de sensor (ECG, MBI e FPG).

Para validar este método proposto, o TTP é medido em diferentes circunstâncias, usando ambos os métodos de ECG-PPG e ECG-ABI, e os dados de medição são comparados uns com os outros na Figura 3.14.

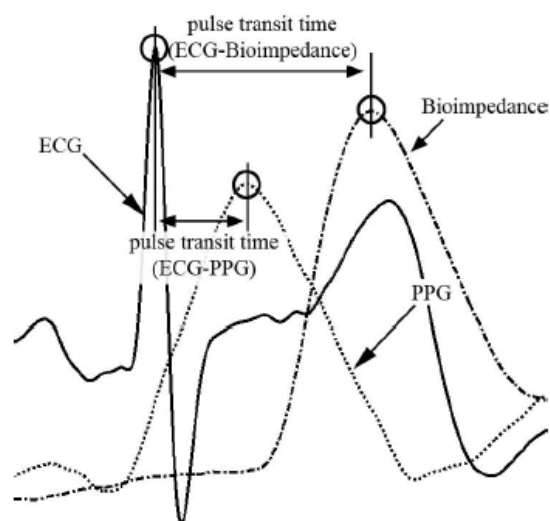


Figura 3.14 – Representação e comparação dos dois métodos anteriores (ECG-FPC e ECG-ABI).

Tal como em outras formas de obtenção do TTP, na ABI e FPG a onda R do sinal ECG é considerado como um ponto de referência para medir TTP em ambos os métodos ECG-PPG e ECG-ABI, uma vez que o pico do sinal ECG é seguido pela sístole real dos ventrículos, provocando o pulso de sangue que se propaga do coração para a artéria periférica.

Em relação ao método que utiliza ECG e ABI, a vantagem deste método é que pode ser implementado numa placa de circuito impresso (assim como o FPG), uma vez que consiste em componentes elétricos e eletrónicos, que permitem um baixo consumo de energia, baixo custo e portabilidade.

Por outro lado, o método de ECG-PPG requer um sensor PPG dispendioso e volumoso, que consiste numa fonte de emissão de luz e um fotodetector.

4. Processamento de Sinal

Para a detecção, análise e extração de características e propriedades relevantes em sinais, poderão ser utilizados diversos métodos como, a aplicação de algoritmos para determinar extremos máximos e mínimos, utilizando derivadas, transformadas e aplicando filtros.

4.1. Derivação

Um requisito comum em processamento de dados científicos é a detecção de extremos de um sinal. Uma forma de obter esses parâmetros é através da utilização e aplicação da primeira derivada do sinal.

4.1.1. Primeira Derivada

Uma abordagem baseada na primeira derivada para detecção de sinais fisiológicos, está associada à identificação e remoção de artefactos a partir de um sinal proveniente de eletroencefalograma (EEG) [20]. Um processo de identificação de diferentes inclinações é utilizado para detetar a maior inclinação do sinal, relacionando a frequência mais elevada de artefactos musculares em comparação com o sinal de EEG. Tal como descrito anteriormente, a maior inclinação da interferência do artefacto é usada para identificar se uma amostra é ou não um artefacto livre (ruído).

Os primeiros métodos baseados em derivadas têm a vantagem de não necessitar de

segmentação manual dos dados, formação de algoritmos ou modificações específicas do paciente. Além disso, são frequentemente implementados em aplicações em tempo real, uma vez que não exigem cálculos extensos.

A primeira derivada pode também ser utilizada para determinar características e propriedades de frequências. A primeira derivada tem características próprias, tais como, ser “robusta” em condições de mudanças na amplitude do complexo QRS em excertos de ECG corrompidos por desvios da linha média, artefactos associados ao movimento e a atividade muscular [20]. Na Figura 4.1 podemos observar um exemplo de sinal de ECG e na Figura 4.2, o mesmo sinal após a aplicação da primeira derivada.

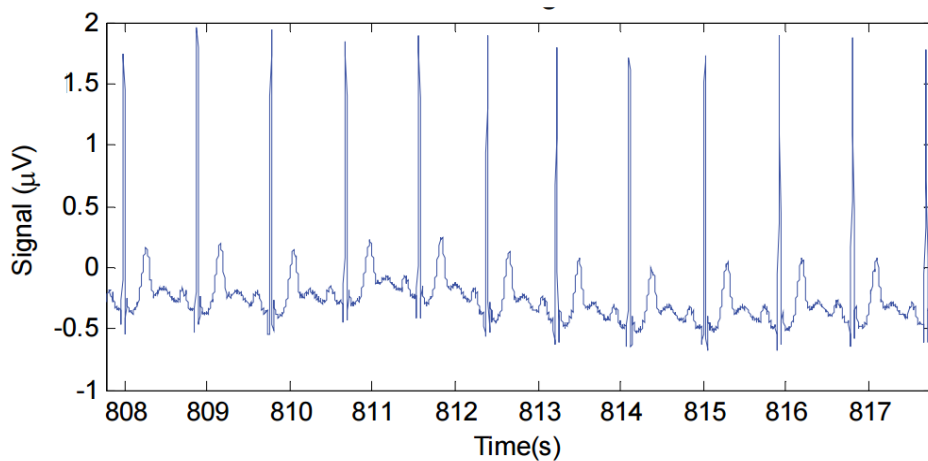


Figura 4.1 - Sinal original de ECG.

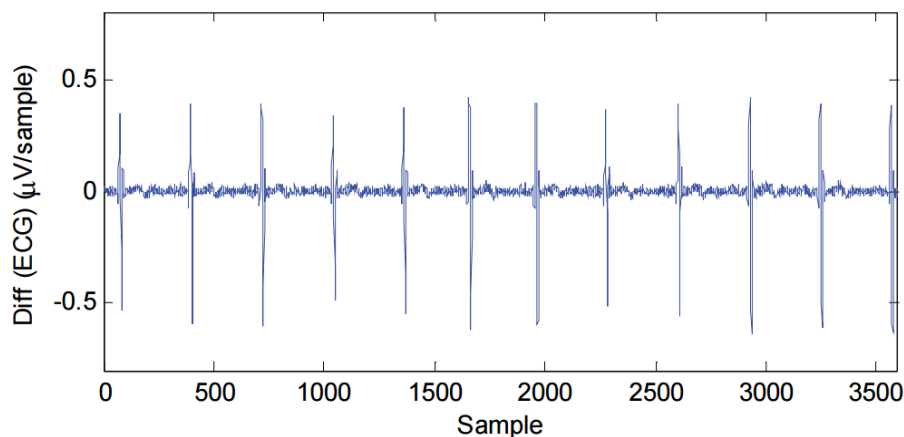


Figura 4.2 - Sinal de ECG após aplicação da 1ª derivada.

Os processos de medições de sinais característicos de um sistema fisiológico sempre estarão sujeitos à contaminação por ruído, como tal, foram utilizados outros métodos de filtragem, tais como *wavelets* e a transformada de Hilbert-Huang.

No processamento de sinal não foram aplicados filtros baseados na transformada de Fourier devido aos sinais originais (fisiológicos) serem não estacionários.

4.2. *Wavelets*

Wavelets ou “onduletas” como frequentemente são chamadas, são ondas de energia finita, de integral nulo, que podem ser simétricas ou assimétricas, suaves ou não, de expressão matemática simples ou complexa.

Para se considerar uma *wavelet*, a função tem de ter as seguintes características:

- A área total sob a curva da função é 0, ou seja, tem média 0. A amplitude destas ondas aumenta e diminui rapidamente começando e terminando em zero, tal como se pode visualizar na equação (4.1) [21].

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (4.1)$$

- A energia da função é finita, ou seja,

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |\psi(t)|^2 dt < L, \quad L \in N \quad (4.2)$$

Estas condições são equivalentes a dizer que $\psi(t)$ é quadrado integrável ou que pertence ao conjunto $L^2(R)$. As características acima sugerem que $\psi(t)$ tende a oscilar acima e abaixo do eixo t , e que tem a sua energia localizada numa certa região, já que ela é finita (condição de regularidade).

O facto de a energia estar concentrada numa região finita é que diferencia a análise

usando *wavelets* da análise de Fourier, já que esta última usa as funções de seno e cosseno que são periódicas e infinitas.

Para uma função $\psi(t)$ ser considerada uma *wavelet* mãe, deve pertencer ao espaço $L^2(R)$ e satisfazer a condição de admissibilidade (que permite a existência da transformada inversa de *wavelet*) [22].

As *wavelets* são apresentadas em diversas formas: contínua, discreta e inversa.

As famílias da Figura 4.3 possuem características que variam de acordo com vários critérios: o suporte das funções (*wavelet* mãe) (Ψ), e das funções de escala (ϕ); a simetria, que é útil para evitar o desfasamento no processamento da imagem; o número de momentos zero (se existirem), que é útil para a compressão; a regularidade que é útil para a obtenção de boas características, como imagens ou sinais reconstruídos sem irregularidades. A existência de momentos zero, nas *wavelets*, possibilita que a função de escala seja representativa de polinômios, pois o momento corresponde à ordem da *wavelet* [21].

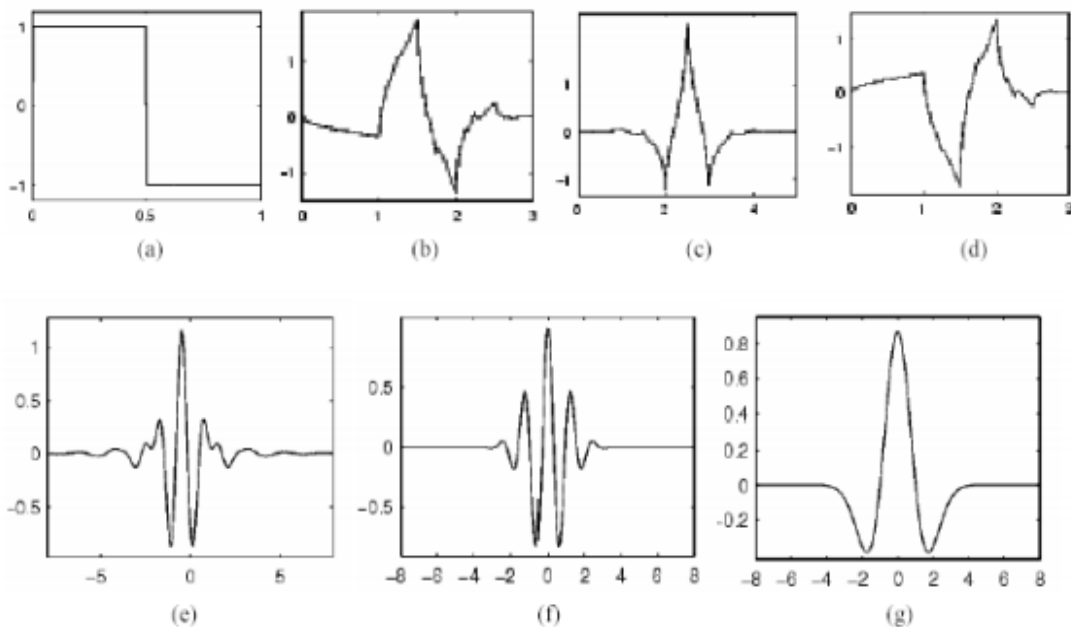


Figura 4.3 - Alguns exemplos de famílias de *wavelets*. (a) Haar, (b) *Daubechies*, (c) *Coiflet*, (d) *Symlet*, (e) *Meyer*, (f) *Morlet*, (g) *Mexican Hat*.

4.3. Transformadas de *Wavelet*

A transformada de *wavelet* (TW), tem sido aplicada em áreas de processamento de sinais e imagem devido a ter como característica a decomposição de funções e a sua reconstrução, no domínio da frequência, apresentando uma resolução razoavelmente boa.

A análise de Fourier tem como objetivo transformar um sinal (função) do domínio do espaço para o domínio da frequência, no entanto, não conseguimos saber "quando" no tempo acontecem essas frequências que estudamos. Na análise pela aplicação de *wavelets* podemos extrair também informações da função no domínio do tempo. É possível escolher a melhor combinação dos detalhes para um objetivo estabelecido, assim como é possível aumentar o detalhe de um dos domínios sem diminuir o outro [23].

Graças à capacidade de decompor as funções no domínio da frequência e do tempo, como referido anteriormente, tem sido uma ferramenta poderosas no processamento de sinais, muito aplicadas na compressão de dados, eliminação de ruído, separação de componentes no sinal, identificação de singularidades, detecção de auto-semelhança, e muito mais [23].

Recentemente, as transformadas têm vindo a ser aplicadas em alguns problemas relacionados com sinais cardíacos, incluindo compressão de dados, análise de potenciais elétricos e detecção de características e pontos de interesse em ECG [24]. A Figura 4.4 representa o processo de decomposição de um sinal, também chamado de análise.

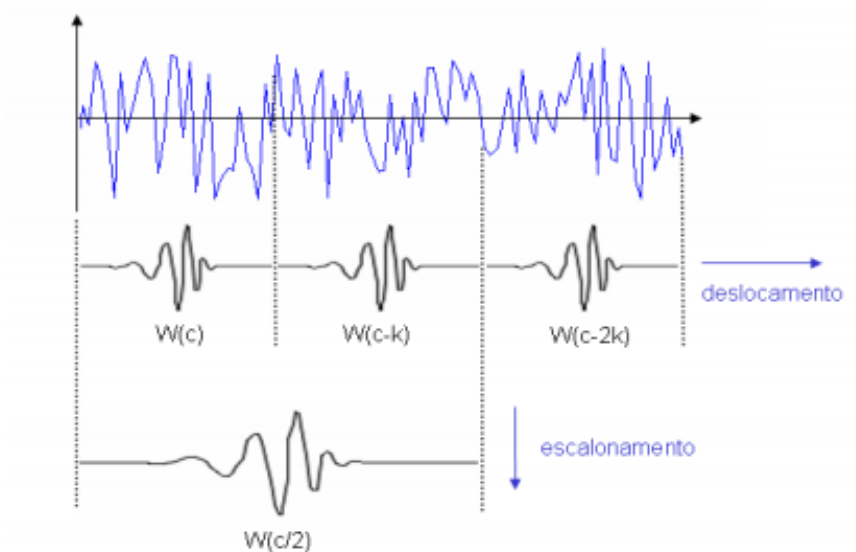


Figura 4.4 - Processo de decomposição (etapa de deslocamento e de escalonamento).

Escalonar uma *wavelet* equivale a dilatá-la (ou comprimi-la), e descolá-la no tempo é o mesmo que trasladá-la [25].

A TW utiliza curtos intervalos de tempo para a avaliação de elevadas frequências e um intervalo de tempo longo para frequências mais baixas. Devido a esta propriedade, os componentes de curta duração de alta frequência pode ser observada com êxito através da TW. Uma das suas vantagens é ser capaz de decompor sinais em várias resoluções, o que permite a extração de parâmetros precisos de sinais não-estacionários como o ECG. Um dos critérios fundamentais de um “boa” *wavelet* mãe é a sua capacidade de reconstruir totalmente o sinal através das decomposições *wavelet*.

4.3.1. Transformada de *Wavelet* Contínua

A transformada de *wavelet* contínua (TWC) é de grande interesse teórico, principalmente para a derivação e compreensão de propriedades matemáticas das funções *wavelets* a partir da função *wavelet* “mãe”. A sua discretização é necessária para aplicações práticas, como por exemplo, ao descrever um sinal unidimensional numa representação bidimensional ou quando se tem a necessidade de se inverter a operação.

A TWC decompõe uma função definida no domínio do tempo em outra função, definida no domínio do tempo e no domínio da frequência, tal como demonstra a equação (4.3).

$$W(a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi_{a,b}(t) dt \quad (4.3)$$

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi * \left(\frac{t-b}{a} \right) \quad (4.4)$$

A equação (4.5) depende de dois parâmetros a e b que correspondem respectivamente às informações de escala e tempo. O parâmetro b indica que a função $\psi(t)$ foi transladada no eixo t de uma distância equivalente a b (sendo esse um parâmetro de translação). O parâmetro a provoca uma mudança de escala, aumentando (se $a > 1$) ou diminuindo (se $a < 1$) a *wavelet* da função.

A TW de um sinal $f(t)$ é definida como a soma de todos os tempos ao longo do sinal multiplicado por um escalar, deslocando a função $\psi(t)$.

A equação (4.3), $\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$ é uma versão deslocada e dimensionada de uma wavelet mãe que é usada como base para a decomposição *wavelet* do sinal de entrada [24].

A energia de um determinado sinal é projetada numa família de bandas de frequência contínua, seguidamente, o sinal original pode ser reconstruído por uma integração adequada de todos os componentes de frequência resultante [21].

4.3.2. Transformada de *Wavelet* Discreta

A transformada *wavelet* discreta (TWD) é correspondente à transformada contínua de *wavelet* para funções discretas e é utilizada na compressão de imagens digitais e para analisar sinais digitais.

Uma vez que não é possível utilizar todos os coeficientes das *wavelets* para analisar um sinal, pode escolher-se um subconjunto discreto da metade superior por forma a

reconstruir o sinal dos coeficientes correspondentes.

A TWD é suficiente para a maioria das aplicações práticas e para a reconstrução do sinal, pois fornece informação suficiente e proporciona uma redução significativa no tempo de computação.

Na equação (4.5), temos a função discreta de $f(n)$ e uma definição de TWD:

$$W(a, b) = c(j, k) = \sum_{n \in \mathbb{Z}} f(n) \psi_{j,k}(n) \quad (4.5)$$

Na equação (4.6), $\psi_{j,k}(n)$ corresponde à transformada discreta [24] e onde os parâmetros a e b são definidos por $a = 2^j$ e $b = 2^j k$.

$$\psi_{j,k}(n) = 2^{-\frac{j}{2}} \psi(2^{-j}n - k) \quad (4.6)$$

Na análise da TWD, o sinal em diferentes gamas de frequência e em diferentes resoluções é decomposto em "aproximações" e "detalhes". Dois conjuntos de funções são aplicados pela TWD utilizando filtros digitais, as funções de escala (associadas ao filtro passa-baixo) e as funções *wavelet* (associadas ao filtro passa-alto).

Existem 2 tipos de filtros para essa transformação: filtro passa-alto e passa-baixo. A transformação consiste em aplicar apenas um filtro de cada tipo para transformar o sinal (Figura 4.5)

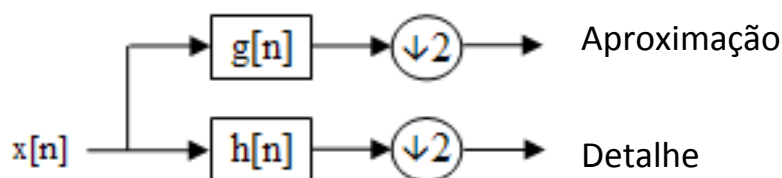


Figura 4.5- Representação da aplicação de filtros passa-baixo e passa-alto a um sinal $x[n]$.

Tal como verificado na Figura 4.5, o sinal $x[n]$ é filtrado por um filtro passa-baixo $g[n]$, e,

por um filtro passa-alto $h[n]$. Isto divide o fluxo em 2 ramos, que são reduzidos pela base 2, tal como se pode observar na equação (4.7):

$$y(n) = \sum_n h(k)x(2n - k) \quad (4.7)$$

Na Figura 4.6, verifica-se a aplicação dos filtros repetidamente, criando um banco de filtros, de acordo com o nível pretendido.

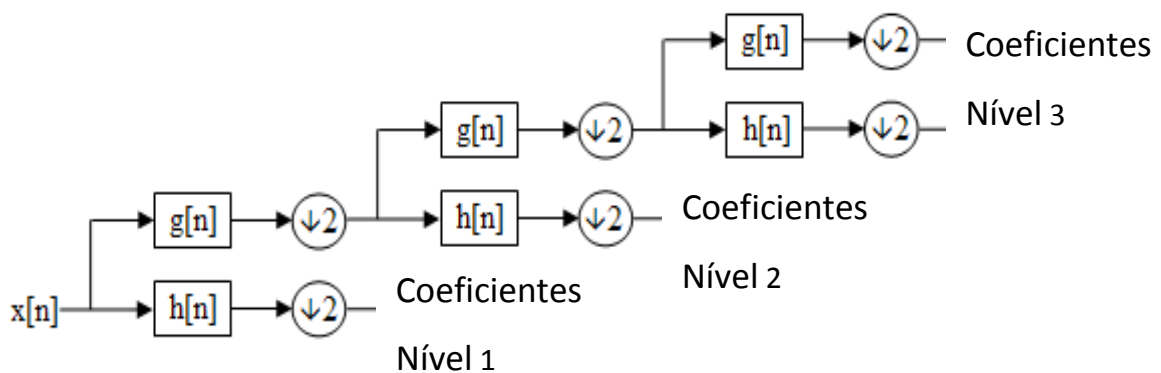


Figura 4.6 - Aplicação de filtros ao nível 3.

4.4. Transformada de Hilbert-Huang

Para proporcionar um método mais eficiente de filtração de um sinal com ruído para dados não-lineares, Norden E. Huang introduziu uma nova abordagem chamada de Transformada de Hilbert- Huang (THH).

A THH é uma técnica para análise de dados que contém dois componentes: um algoritmo de decomposição chamado de decomposição por método empírico (DME) e uma ferramenta de análise espectral chamada análise espectral de Hilbert.

A THH pode fornecer uma descrição local dos componentes de oscilação de um sinal, se for não-estacionário ou não-linear. Isto proporciona uma nova abordagem para a análise da variabilidade de sinais e pode ser comparado com ferramentas atuais [26].

4.4.1. Análise Espectral

A THH tem como objetivo demonstrar um método alternativo de análise espectral, fornece informação sobre energia-tempo-frequência dos dados analisados. Em vez da aplicação de Fourier ou de *wavelets*, a transformada de Hilbert é utilizada, para calcular as frequências e amplitudes instantâneas e descrever o sinal mais localmente.

Na equação (4.8) é demonstrada a transformada de Hilbert, $\hat{x}(t)$, em que a variável independente não é alterada como resultado dessa transformação, de forma que a saída também é uma função dependente do tempo [27].

$$H[x(t)] = \hat{x}(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(\tau)}{t - \tau} d\tau \quad (4.8)$$

$\hat{x}(t)$ é obtido a partir de $x(t)$ com a aplicação da convolução $(\pi t)^{-1}$, como demonstra a equação (4.9) [27].

$$\hat{x}(t) = \frac{1}{\pi t} * x(t) \quad (4.9)$$

Uma das propriedades da transformada de Hilbert é que ela é uma função ímpar. Significa que atravessa o zero no eixo dos x cada vez que existe um ponto de inflexão na forma de onda original.

4.4.2. Decomposição por Método Empírico (DME)

O algoritmo DME é o outro componente do método da THH. O algoritmo tenta decompor qualquer sinal num conjunto finito de funções, cuja THH dá valores físicos de frequência instantânea. Essas funções são chamadas funções de modo intrínsecas (FMI's) e têm de satisfazer duas condições [28]:

- O número de extremos e o número de zeros em todo o sinal têm de ser iguais, ou podem ter uma unidade de diferença;
- Em qualquer ponto, o valor médio da envolvente definida pelos máximos locais e_{sup} e pelos mínimos locais e_{inf} é nulo.

As FMI's são sinais que têm média zero e cujo número de extremos a passar por zero diferem em mais de um sendo consideradas funções monocomponente.

O algoritmo de DME utiliza um processo de peneiração iterativo que subtrai sucessivamente a média local do sinal. O processo define-se nas seguintes etapas e está representado na Figura 4.7:

1. Determinar o extremo local (máximos, mínimos) do sinal (x_{\min} ; x_{\max}).
2. Conectar os máximos com uma função de interpolação, criando uma envolvente superior em relação ao sinal (e_{sup} ; e_{inf}).
3. Conectar os mínimos com uma função de interpolação, criando uma envolvente inferior em relação ao sinal.
4. Calcular a média local como a metade da diferença entre as envolventes superior e inferior.

$$m(t) = \frac{e_{sup} - e_{inf}}{2} \quad (4.10)$$

5. Subtrair a média local do sinal e verificar se o sinal obtido se enquadra numa FMI. Caso contrário, repetir os passos anteriores até obter uma FMI.

$$d(t) = x(t) - m(t) \quad (4.11)$$

6. Iterar sobre o resíduo.

$$r(t) = x(t) - d(t) \quad (4.12)$$

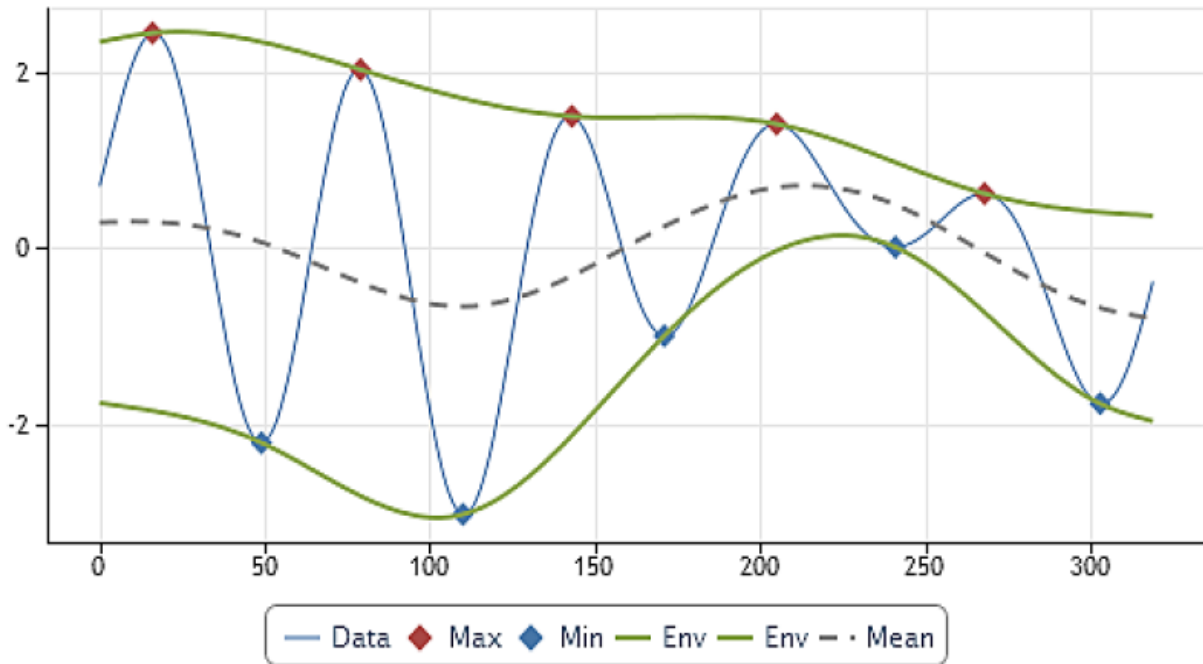


Figura 4.7 - Representação das envolventes e da sua média.

O processo usado para obter as FMI's é conhecido como *sifting* é repetido até que o sinal se enquadre na definição de um FMI. Em seguida, o FMI é subtraído do sinal original, e o processo de *sifting* é repetido na parte restante. Este processo é repetido até que o resíduo final seja uma função monótona. A última extração de FMI é o componente de frequência mais baixa do sinal, mais conhecida como o resíduo.

Uma vez que o sinal foi totalmente decomposto, o sinal $x(t)$ pode ser descrito como a soma finita das FMI's e um resíduo final, como mostrado na equação (4.13).

$$x(t) = r_n + \sum_{j=1}^n d_j(t) \quad (4.13)$$

5. Resultados

Para estudar os diversos métodos de determinação do TTP e deteção de picos, foram utilizados sinais provenientes de uma base de dados denominada de Physionet [29]. Esta base de dados contém milhares de dados fisiológicos, dos quais sinais de ECG e PPG. Dos sinais acima referidos, foram admitidos dois sinais do mesmo ciclo sanguíneo, que contivesse gravação de sinal de ECG e FPG. Um dos fatores relevantes para a escolha do sinal foi o facto de não possuírem artefactos e como tal não necessitarem de pré-tratamento.

Para o mesmo estudo e para análise comparativa, foram também utilizados sinais de dados reais adquiridos utilizando o equipamento BIOPAC MP35 [30].

Nos resultados que em seguida se apresentam foram comparados os valores de TTP e PA obtidos através de um método de deteção manual dos picos das ondas em relação à deteção dos mesmos picos automaticamente e através da manipulação do sinal original pela aplicação da TW e da THH.

5.1. Determinação de máximos das curvas de ECG e FPG

5.1.1. Aplicação dos métodos em estudo no sinal da base de dados

O primeiro método para a deteção de dados relevantes para o cálculo do TTP, foi a sua obtenção através de método manual, pela análise do máximo do sinal de ECG e da curva pletismográfica. O método manual consiste em identificar manualmente os máximos (pico R do complexo QRS) do sinal de ECG e posteriormente os máximos do sinal de FPG,

enquanto que no método sem pré-processamento, os máximos das duas curvas são obtidos através da fórmula `findpeaks` do matlab. A fórmula para obter o TTP e a variação da PA foi a mesma nos dois tipos de obtenção.

Com a utilização do Matlab e aplicando a primeira derivada, os máximos (pontos em que a derivada é zero) foram obtidos, como ilustrado na Figura 5.1, os máximos obtidos para o sinal de ECG a azul e a preto para o sinal de FPG de forma automática.

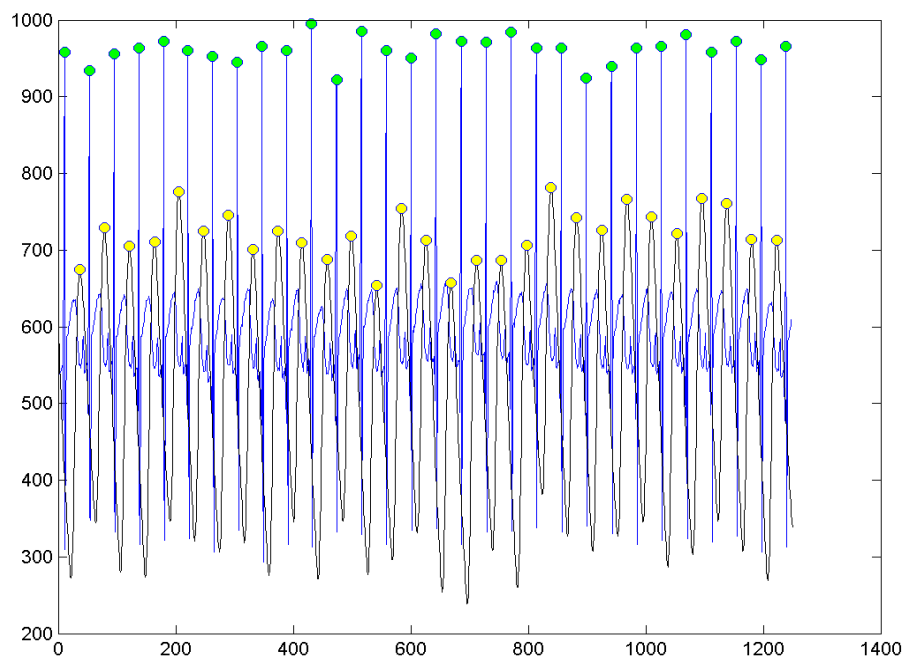


Figura 5.1 - Identificação dos máximos dos sinais de ECG e FPG.

Ao mesmo sinal, foram aplicadas duas técnicas de processamento de sinal, TW e THH.

Para a aplicação da TW, foi escolhida a *Wavelet Daubechies*, tendo como referência a revisão bibliográfica efetuada. A *Wavelet Daubechies* de nível 6 (db6), é a preferencial de vários autores ([31], [18]) para a manipulação de sinais de ECG devido à sua semelhança com a estrutura do sinal original.

Foram obtidos os detalhes e aproximações que poderiam auxiliar no processamento dos sinais em estudo. Para o sinal de ECG, foram analisados os detalhes D1, D2, D3. A soma dos detalhes somada ao sinal original de acordo com a equação (5.1).

$$ECG_{TW} = ECG + (D1 + D2 + D3) \quad (5.1)$$

Em relação ao sinal de FPG, foram analisados os detalhes D1 e D2 e a sua soma foi subtraída ao sinal original como demonstrado na equação (5.2).

$$FPG_{TW} = FPG - (D1 + D2) \quad (5.2)$$

Na Figura 5.2 podemos observar a o sinal original a azul (ECG à esquerda e FPG à direita) e os sinais após a aplicação da transformada a vermelho.

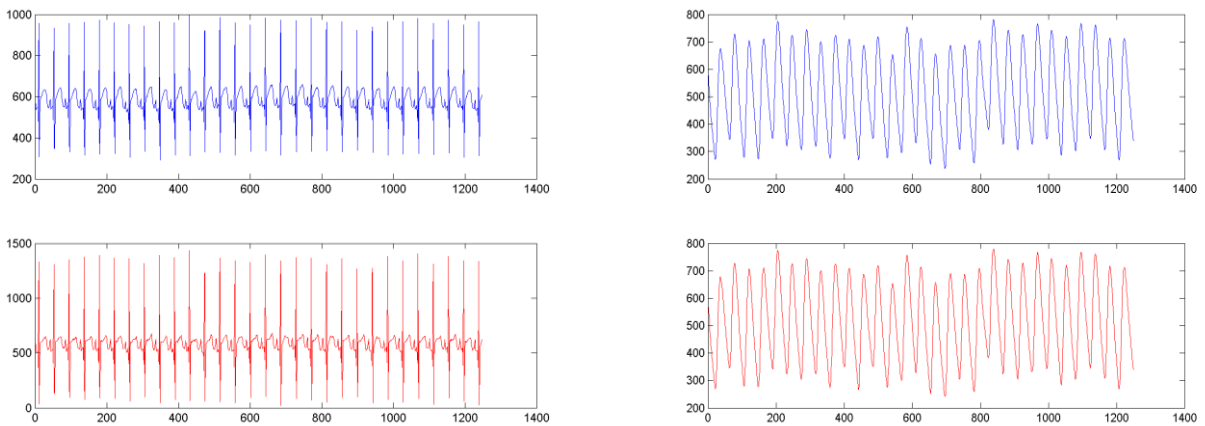


Figura 5.2 - Processamento por *wavelet* do sinal ECG e FPG proveniente de base de dados .

Em relação à THH, os sinais originais de ECG e FPG foram decompostos pelas respectivas FMI's.

Nos dois momentos de processamento de sinal, utilizámos as FMI's 2, 3, 4 e 5 em que a sua soma foi subtraída ao sinal original tal como na equação (5.3)

$$\begin{aligned} ECG_{THH} &= ECG - (FMI(2) + FMI(3) + FMI(4) + FMI(5)) \\ FPG_{THH} &= FPG - (FMI(2) + FMI(3) + FMI(4) + FMI(5)) \end{aligned} \quad (5.3)$$

Na Figura 5.3, pode observar-se que o sinal de ECG foi decomposto em 9 FMI's e na Figura 5.4 o sinal de FPG decomposto em 5 FMI's.

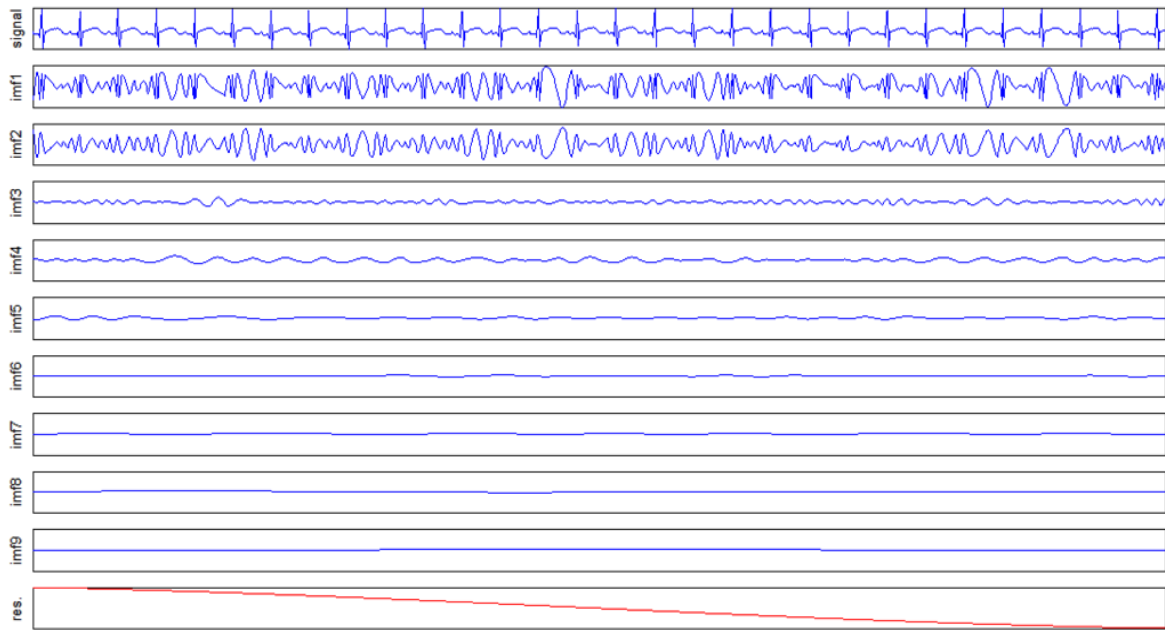


Figura 5.3 - Aplicação da THH ao sinal de ECG.

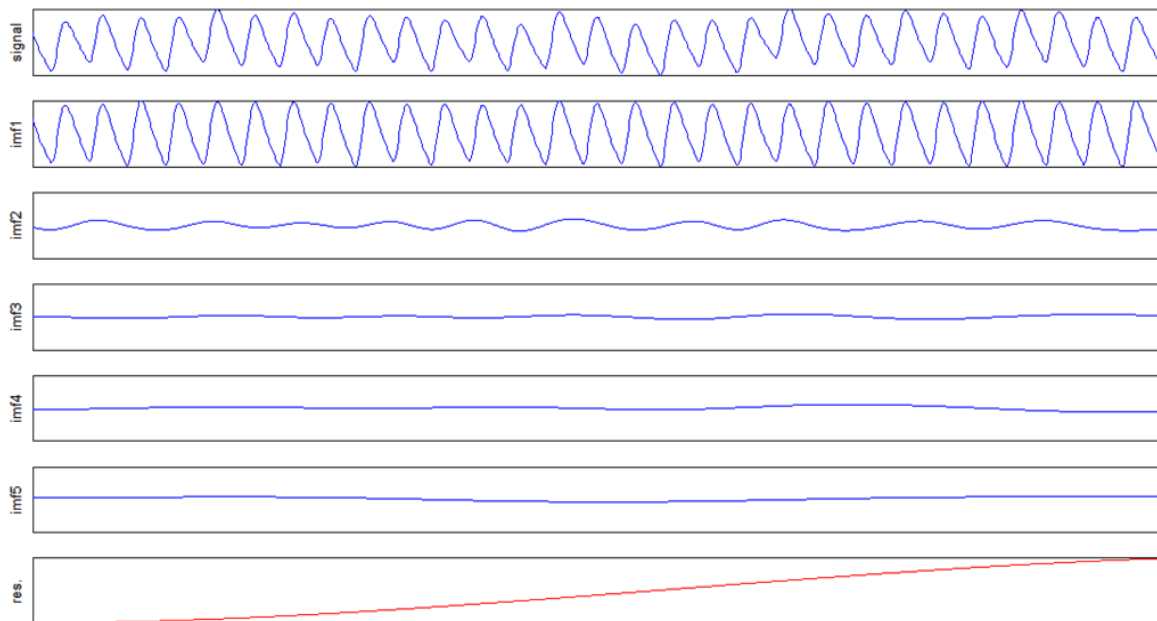


Figura 5.4 - Aplicação da THH ao sinal de FPG.

5.1.2. Aplicação dos métodos em estudo no sinal real

Foram utilizadas as mesmas técnicas de obtenção de picos e determinação do TTP e variação da PA mas com sinais reais.

Na Figura 5.5 pode observar-se a preto o sinal de FPG e a azul o sinal de ECG, assim como os picos de cada um dos sinais a amarelo e verde, respectivamente.

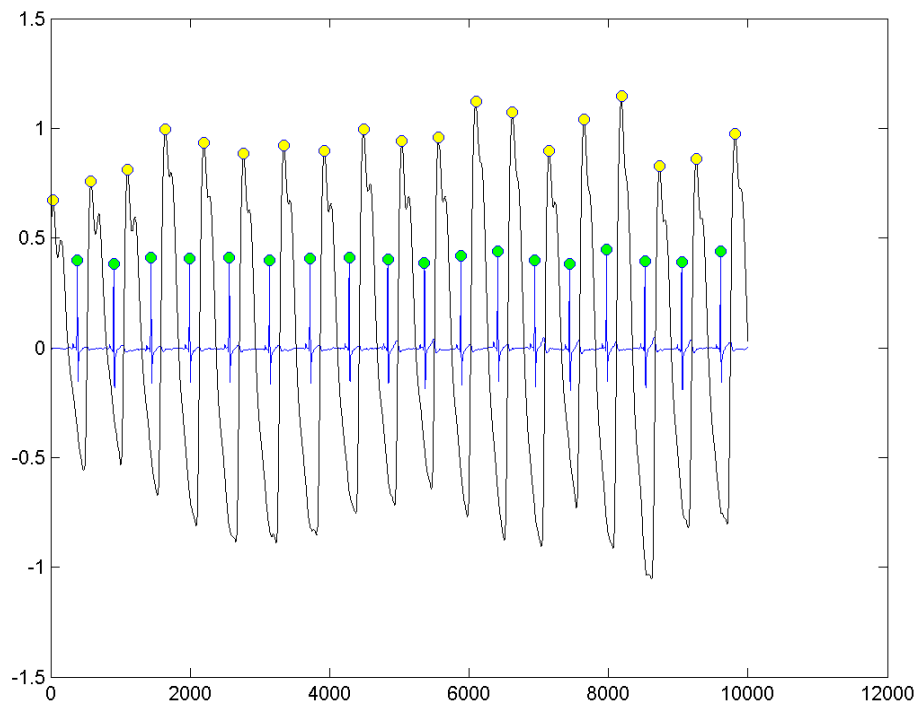


Figura 5.5 – Identificação dos máximos do sinal de ECG e FPG.

Tal como nos dados provenientes de base de dados, foram aplicados métodos para processar o sinal antes do cálculo das grandezas em estudo.

Para o sinal de ECG, foram analisados os detalhes D1, D2 e a aproximação A6. A soma dos detalhes e da aproximação, subtrída ao sinal original de acordo com a equação (5.4). Ao sinal de FPG foi aplicada a equação (5.2).

$$ECG_{TW} = ECG - (D1 + D2 + A6) \quad (5.4)$$

Na Figura 5.6 pode observar-se a azul o sinal original de ECG à esquerda, o de FPG à direita assim como a sua decomposição a vermelho através da aplicação da TW.

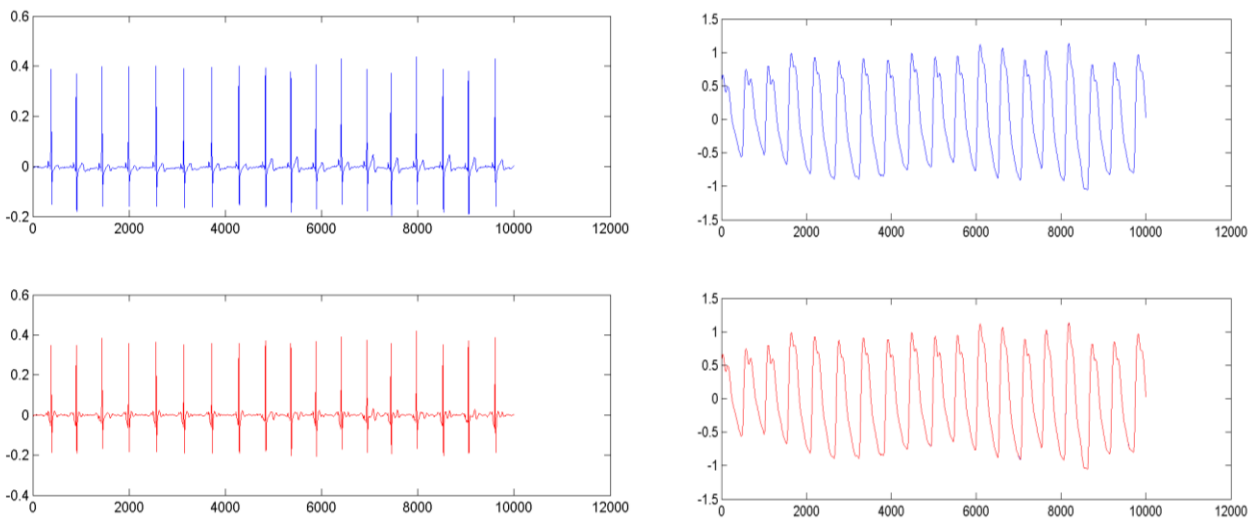


Figura 5.6 – Processamento do sinal de ECG e FPG pela aplicação da db6.

Para os sinais reais também foi aplicada a THH da mesma forma que nos da base de dados. Na Figura 5.7, pode observar-se que o sinal de ECG foi decomposto em 17 FMI's e na Figura 5.8 o sinal de FPG foi decomposto em 8 FMI's.

Nos dois momentos de processamento de sinal, utilizámos as FMI's 2, 3, 4 e 5 em que a sua soma foi subtraída ao sinal original tal como na equação (5.3).

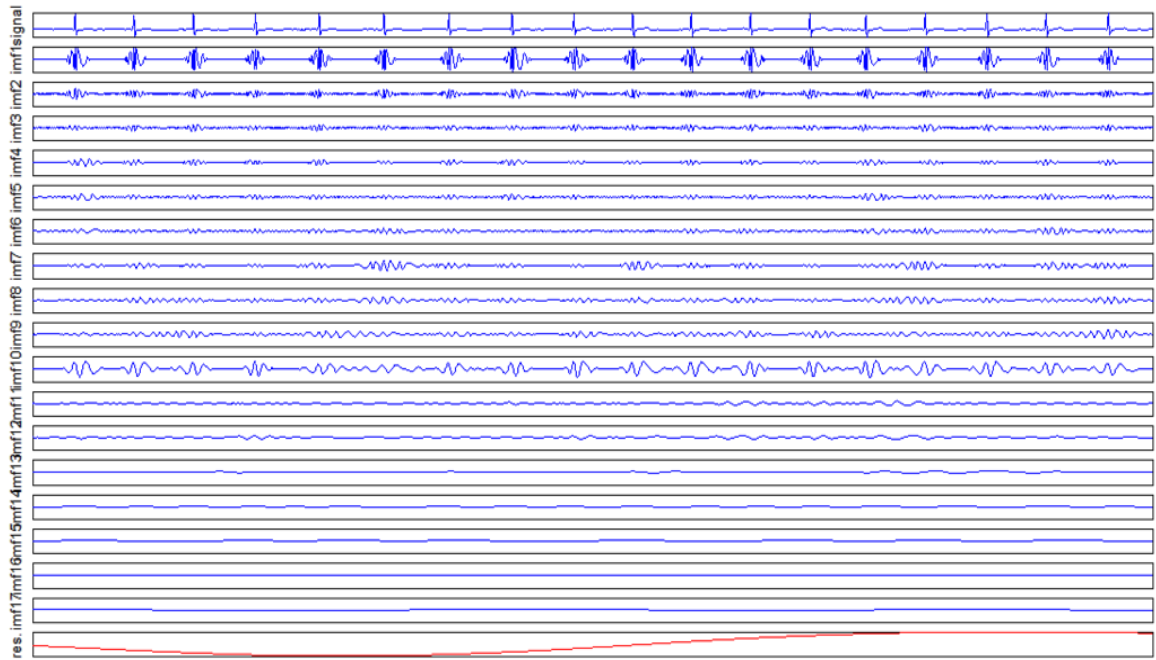


Figura 5.7 – Aplicação da THH ao sinal de ECG .

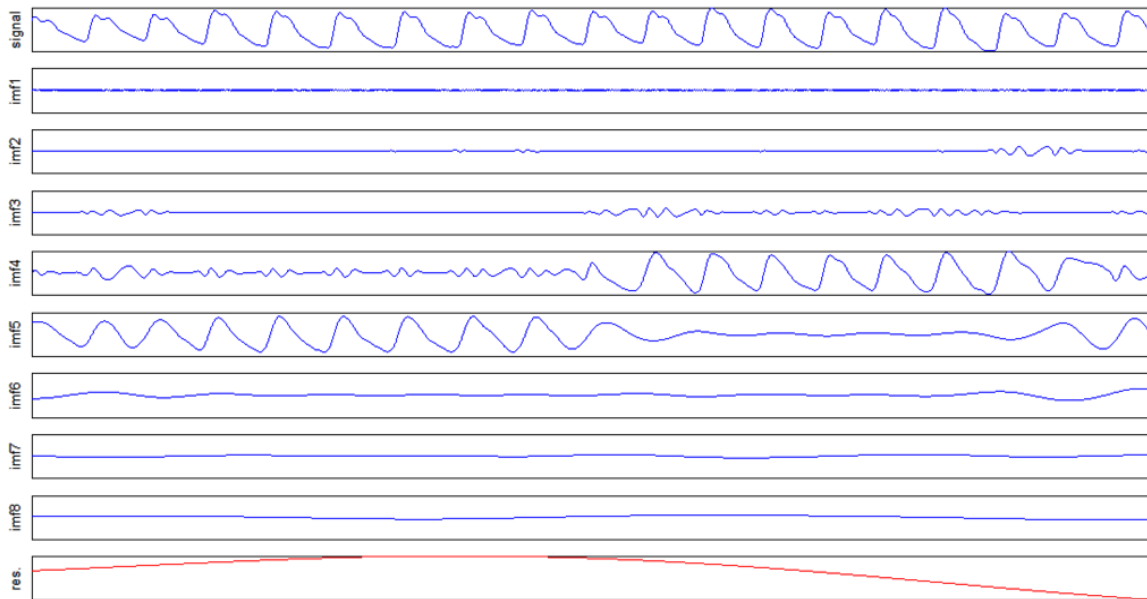


Figura 5.8 - Aplicação da THH ao sinal de FPG.

5.2. Cálculo do TTP e variação da PA em bases de dados

Através da aplicação de uma função específica, que consiste em contar o tempo entre a

deteção do máximo de sinal de ECG ao máximo do sinal de FPG, obtivemos um gráfico do TTP demonstrado na Figura 5.9 pela forma manual e na Figura 5.10 através do método sem pré-processamento dos máximos dos dois sinais envolvidos.

Para os mesmos sinais (manual e sem pré-processamento), foram aplicados dois métodos de processamento e filtragem de sinais para a posterior determinação do TTP e conseqüentemente para a variação de PA. Na Figura 5.11 e Figura 5.12, podemos observar o TTP após aplicação da TW e THH, respectivamente.

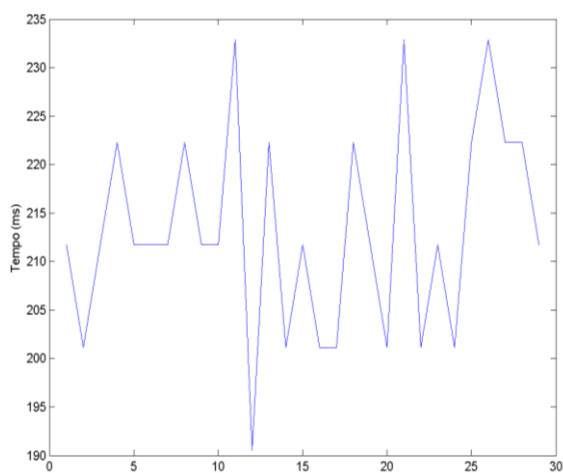


Figura 5.9 – TTP pelo método manual.

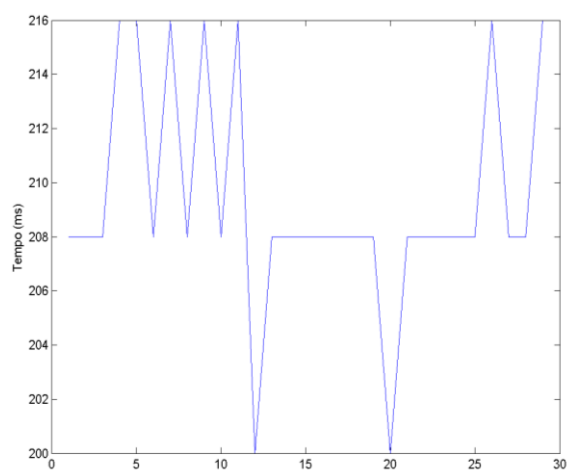


Figura 5.10 - TTP pelo método sem pré-processamento

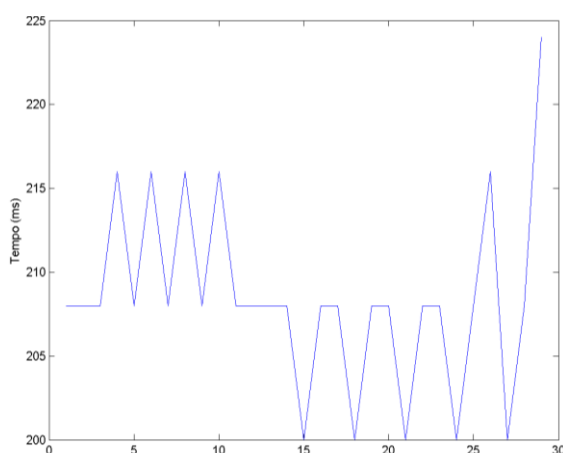


Figura 5.11 – TTP após processamento por *wavelets*.

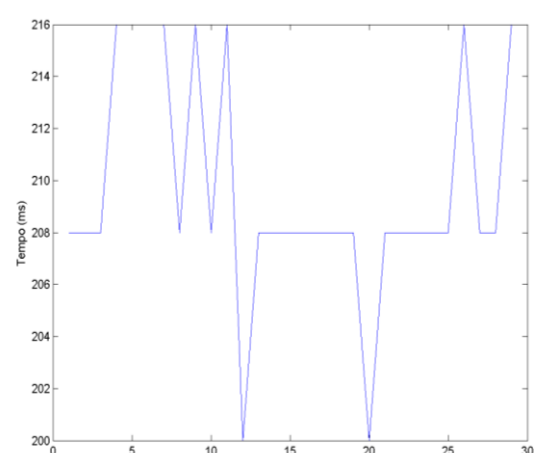


Figura 5.12 - TTP após processamento por THH.

De acordo com [12] a variação da pressão pode ser obtida através da equação (5.5), onde

foi utilizado um valor fixo para $\alpha = 0.017 \text{ mmHg}^{-1}$ de acordo com [12].

$$\Delta P = \frac{-2}{\alpha TTP} dTTP \quad (5.5)$$

Aplicando essa equação nos sinais em estudo foi obtida a Figura 5.13 e Figura 5.14, que correspondem à variação da PA após a aplicação das duas transformadas.

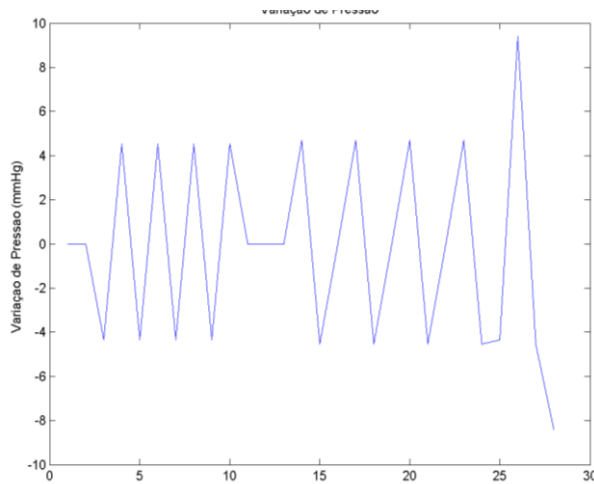


Figura 5.13 – ΔPA após processamento por *wavelets*.

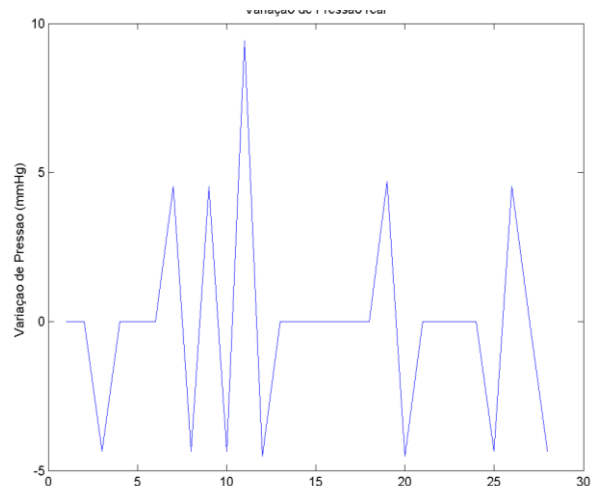


Figura 5.14 - ΔPA após processamento por THH.

5.3. Cálculo do TTP e variação da PA em dados Reais

Assim como para os dados anteriores, para os dados reais o TTP foi igualmente obtido pelo método manual e sem pré-processamento como se pode observar nas Figura 5.15 e Figura 5.16.

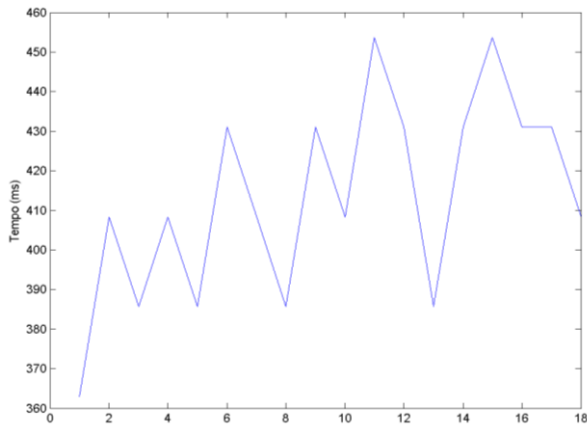


Figura 5.15 – TTP pelo método manual.

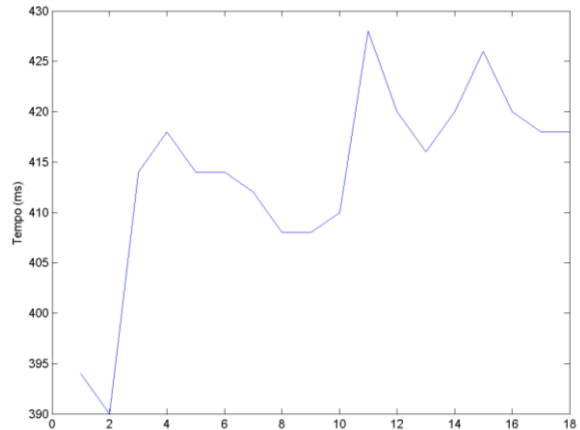


Figura 5.16 - TTP pelo método sem pré-processamento.

A ambos os sinais de TTP foram aplicadas transformadas, na Figura 5.17 após a aplicação da TW e a aplicação da THH na Figura 5.18.

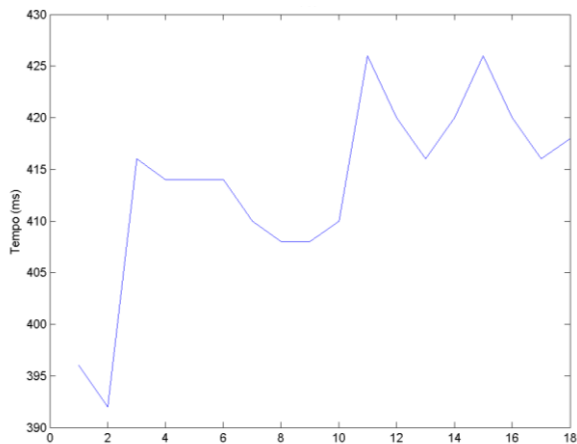


Figura 5.17 – TTP após processamento por wavelets.

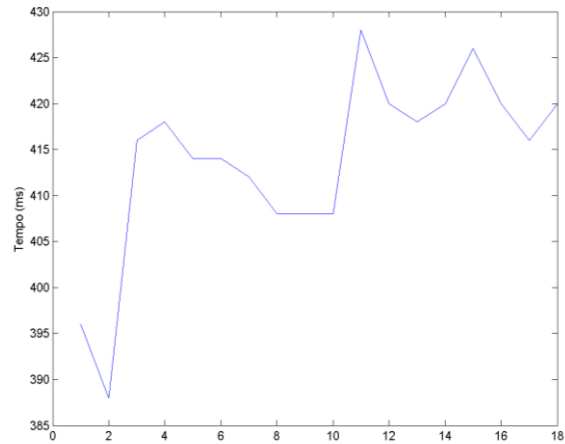


Figura 5.18 - TTP após processamento por THH.

A variação da PA pela equação (5.5) está ilustrada na Figura 5.19 e Figura 5.20.

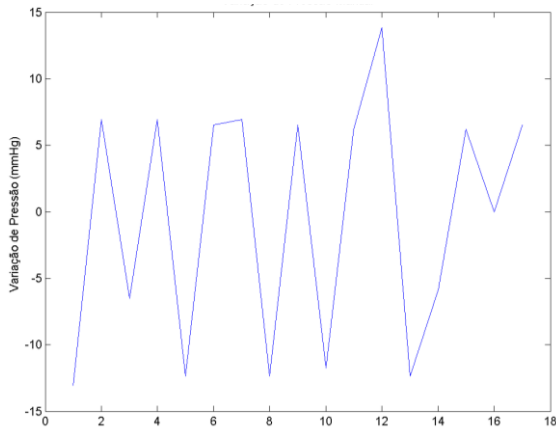


Figura 5.19 – Δ PA pelo método manual.

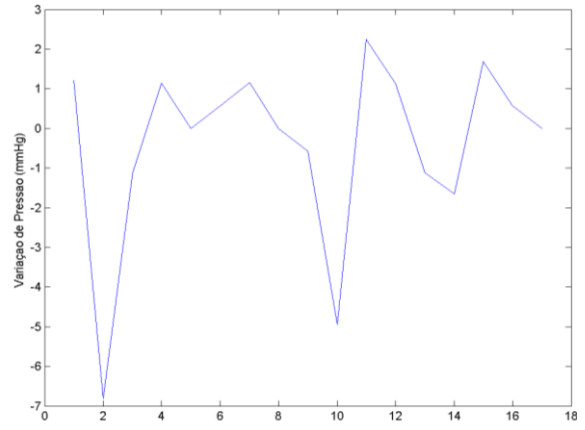


Figura 5.20 - Δ PA pelo método sem pré-processamento

À variação da PA dos dois métodos anteriores (manual e sem pré-processamento) também foram aplicadas a TW e THH que podem ser observadas na Figura 5.21 e Figura 5.22.

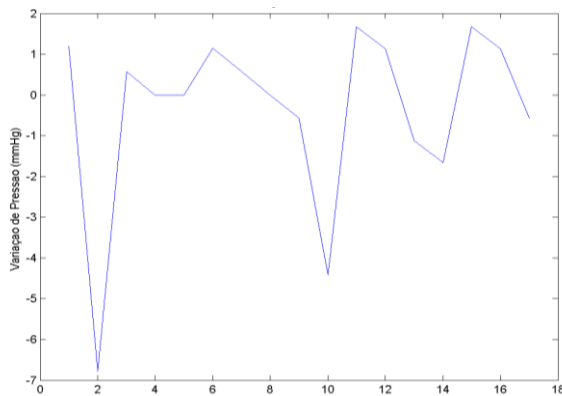


Figura 5.21 – Δ PA após processamento por *wavelets*.

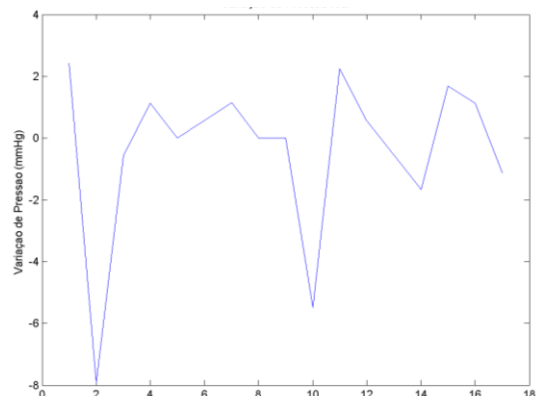


Figura 5.22 - Δ PA após processamento por THH.

5.4. Comparação de Valores das duas origens

Os valores de TTP calculados nos sinais em estudo, independentemente da sua origem, podem ser visualizados na Tabela 1 e na Tabela 2 para dados extraídos da base de dados e reais respectivamente.

Tabela 1 - Comparação de valores de TTP em bases de dados

TTP Manual (Base de Dados) (ms)	TTP Sem pré-processamento (Base de Dados) (ms)	TTP TWC (Base de Dados) (ms)	TTP THH (Base de Dados) (ms)
212	208	208	208
201	208	208	208
212	208	208	208
222	216	216	216
212	216	208	216
212	208	216	216
212	216	208	216
222	208	216	208
212	216	208	216
212	208	216	208
233	216	208	216
191	200	208	200
222	208	208	208
201	208	208	208
212	208	200	208
201	208	208	208
201	208	208	208
222	208	200	208
212	208	208	208
201	200	208	200
233	208	200	208
201	208	208	208
212	208	208	208
201	208	200	208
222	208	208	208
233	216	216	216
222	208	200	208
222	208	208	208
212	216	224	216

Tabela 2-Comparação de valores de TTP em dados reais.

TTP Manual (Dados Reais) (ms)	TTP Sem pré-processamento (Dados Reais) (ms)	TTP TWC (Dados Reais) (ms)	TTP THH (Dados Reais) (ms)
363	394	396	396
408	390	392	388
386	414	416	416
408	418	414	418
386	414	414	414
431	414	414	414
408	412	410	412
385	408	408	408
431	408	408	408
408	410	410	408
454	420	426	428
431	420	420	420
386	416	416	418
431	420	420	420
454	426	426	426
431	420	420	420
431	418	416	416
408	418	418	420

6. Conclusões

Durante a elaboração desta dissertação, desenvolveu-se uma análise aos diferentes métodos de obtenção do TTP para consequentemente serem adquiridos os valores de PA. O cálculo do TTP é obtido de forma não invasiva pelo que poderá vir a ser implementado e utilizado, tal como outros sistemas não invasivos, na monitorização contínua de pacientes.

Pela observação e estudo dos resultados obtidos e apresentados no capítulo anterior, leva-nos a afirmar que, apesar dos diferentes métodos de obtenção do TTP, todos os valores são muito semelhantes entre si. Na Figura 6.1 pode observar-se a comparação de valores da Tabela 2 através de um gráfico, em que é possível observar a semelhança entre os valores dos métodos de TW e THH.

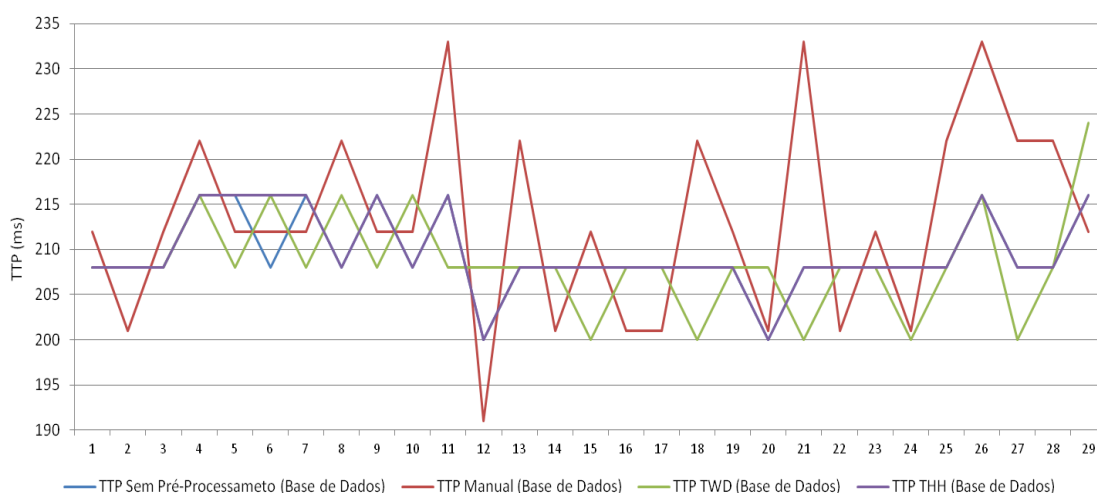


Figura 6.1 – Gráfico comparativo de valores de TTP em base de dados.

Tal como na anterior, na Figura 6.2 estão relacionados os valores de TTP desta vez originários de uma base de dados.

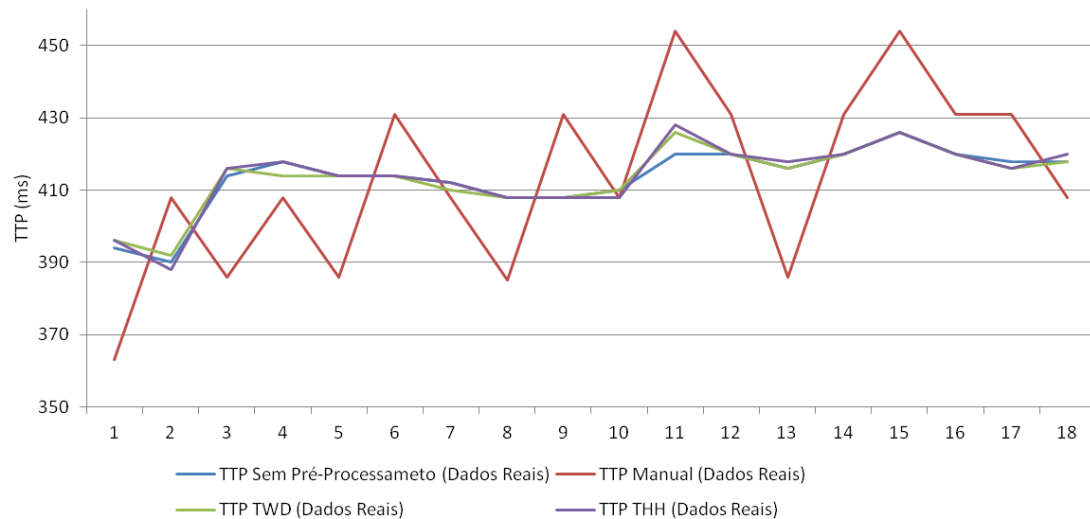


Figura 6.2 - Gráfico comparativo de valores de TTP em dados reais.

Para além das conclusões retiradas pela elaboração dos gráficos anteriores, foi elaborado um teste de hipóteses não paramétrico de Wilcoxon no sentido de testar a hipótese da diferença entre os valores obtidos ser nula. Este teste foi realizado a um nível de significância de 95% no programa estatístico R. O valor do p-value do teste aplicado dois a dois, ao conjunto das quatro metodologias propostas (manual, sem pré-processamento, TW e THH) para os dados contidos na Tabela 1 são, respectivamente (0.45, 1.00, 0.13, 0.30, 0.15, 0.18).

Em todos os casos o valor é superior a 0.05, pelo que podemos rejeitar a hipótese nula. Assim sendo, os valores obtidos pelas diferentes metodologias não apresentam diferenças consideradas estatisticamente significativas.

Para o caso dos valores da Tabela 2 os valores do p-value são respectivamente (0.6487, 0.722, 0.855, 1.00, 0.58, 0.8). Também no caso de valores reais as conclusões anteriores são válidas.

Em relação aos valores obtidos na comparação das quatro metodologias em estudo, o

método de determinação manual de extremos das ondas ECG e FPG, é o que apresenta valores mais diferentes das outras três que apresentam valores bastante semelhantes entre si. Pode dizer-se que a metodologia manual é a menos prática pois está sempre dependente do “critério” e erro do utilizador.

Quando os sinais em estudo tiverem ruído e flutuações da linha de base, como é o caso de sinais fisiológicos, a utilização da TW e THH são as mais adequada pela sua capacidade de filtragem, já a metodologia sem pré-processamento, devido a depender de muitos parâmetros, deve ter-se alguns cuidados na sua utilização.

Pode desta forma concluir-se que, a melhor metodologia a utilizar deve ser escolhida de acordo e em função do tipo de sinal, assim como do objetivo em estudo. No caso particular do cálculo da variação da PA através desta metodologia, a determinação do método mais sensível terá de ser aferida através do registo conjunto da PA de forma invasiva e da sua comparação com os valores obtidos pelas metodologias apresentadas.

Poderá ser interessante no futuro, a utilização destas metodologias para a determinação do TTP, no máximo da curva de ECG e no ponto de inflexão da curva pletismográfica, tal como em [10].

A comparação destas metodologias poderá ter uma aplicabilidade interessante se puderem ser comparados os valores da variação de PA em doentes com patologias cardíacas conhecidas e valores de variação de PA normais.

Bibliografia

- [1] D. B. McCombie, "Development of a wearable blood pressure monitor using adaptive calibration of peripheral pulse transit time measurements," Massachusetts Institute of Technology, 2008.
- [2] B. Gupta, S. Charles, and G. Hospital, "Invasive Blood Pressure monitoring," pp. 36–42.
- [3] E. T. H. Zurich, J. M. Sol, O. Ch, and A. Loeliger, "Continuous non - invasive blood pressure estimation," no. 20093, 2011.
- [4] R. M. S. Martins, "Desenvolvimento de um sensor de fotopleletismografia para monitorização cardíaca para aplicação de pulso," Universidade de Coimbra, 2010.
- [5] D. C. Abreu, G. Azevedo, and N. Almeida, "Fonocardiograma Computadorizado."
- [6] A. Pazin-Filho, A. Schmidt, and B. C. Maciel, "Ausculta cardíaca: Bases fisiológicas - fisiopatológicas," *Medicina (B. Aires)*, vol. 37, no. 3–4, pp. 208–226, 2004.
- [7] M. Sánchez, "Estimador não invasivo de pressão arterial, utilizando o tempo de trânsito de pulso," 2009.
- [8] H. M. George, "Hipertensão Arterial: definição e classificação," *Direção-Geral da Saúde*, pp. 1–6, 2013.
- [9] a. Peulic, E. Jovanov, M. Radovic, I. Saveljic, N. Zdravkovic, and N. Filipovic, "Arterial stiffness modeling using variations of pulse transit time," *2011 10th Int. Work. Biomed. Eng.*, pp. 1–4, Oct. 2011.
- [10] H. Gesche, D. Grosskurth, G. Kuchler, and A. Patzak, "Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: comparison to a cuff-based method.," *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 112, no. 1, pp. 309–15, Jan. 2012.
- [11] a. Hennig and a. Patzak, "Continuous blood pressure measurement using pulse transit time," *Somnologie - Schlafforsch. und Schlafmedizin*, vol. 17, no. 2, pp. 104–110, Jun. 2013.

- [12] Q. Zhang, Y. Shi, D. Teng, A. Dinh, S.-B. Ko, L. Chen, J. Basran, V. Dal Bello-Haas, and Y. Choi, "Pulse transit time-based blood pressure estimation using hilbert-huang transform.," *Conf. Proc. ... Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Conf.*, vol. 2009, pp. 1785–8, Jan. 2009.
- [13] B. C. Callaghan FJ, Geddes LA, "Relationship between pulse-wave velocity and arterial elasticity," vol. 24, pp. 248–254, 1986.
- [14] J. I. Davies and A. D. Struthers, "Pulse wave analysis and pulse wave velocity: a critical review of their strengths and weaknesses.," *J. Hypertens.*, vol. 21, no. 3, pp. 463–472, Mar. 2003.
- [15] R. G. Versluis, H. Petri, C. M. van de Ven, A. B. Scholtes, E. R. Broerse, M. P. Springer, and S. E. Papapoulos, "Usefulness of armspan and height comparison in detecting vertebral deformities in women.," *Osteoporos. Int.*, vol. 9, no. 2, pp. 129–133, 1999.
- [16] R. Douniama, Christian; Couronné, "Blood Pressure Estimation based on Pulse Transit Time and Compensation of Vertical Position," in *3 Russian-Bavarian Conference on Bio-Medical Engineering*, pp. 1–5.
- [17] B. R. TEJA, "Calculation of Blood Pulse Transit Time from PPG," 2012.
- [18] A. Sahoo, P. Manimegalai, and K. Thanushkodi, "Wavelet based pulse rate and Blood pressure estimation system from ECG and PPG signals," *2011 Int. Conf. Comput. Commun. Electr. Technol.*, pp. 285–289, Mar. 2011.
- [19] S. Bang, C. Lee, J. Park, M.-C. Cho, Y.-G. Yoon, and S. Cho, "A pulse transit time measurement method based on electrocardiography and bioimpedance," *2009 IEEE Biomed. Circuits Syst. Conf.*, pp. 153–156, 2009.
- [20] J. L. Ferreira, P. J. M. Cluitmans, and R. M. Aarts, "Detection of Sharp Wave Activity in Biological Signals Using Differentiation Between Consecutive Samples," *6th Int. Conf. Bio-inspired Syst. Signal Process. (BIOSIGNALS 2013)*, no. 1998, pp. 327–332, 2013.
- [21] J. Santos, "Medição Computacional da Escala de Graduação Efron O Caso da Hiperémia Conjuntival," Universidade da Beira Interior, 2011.
- [22] J. F. Silva, "' Sistema de Armazenamento de Imagens Comprimidas Através da Transformada Wavelet ,'" 2008.
- [23] a N. Alise and D. E. Fourier, "De Fourier," no. i, pp. 1–23.
- [24] P. Sasikala, "Robust R Peak and QRS detection in Electrocardiogram using Wavelet Transform," vol. 1, no. 6, pp. 48–53, 2010.

- [25] L. Caumo, “Aplicação e Cálculo da Derivada de Sinais de Processos Industriais,” 2006.
- [26] B. L. Barnhart, “The Hilbert-Huang Transform : theory , applications , development by,” 2011.
- [27] D. Benitez, P. a. Gaydecki, a. Zaidi, and a. P. Fitzpatrick, “The use of the Hilbert transform in ECG signal analysis,” *Comput. Biol. Med.*, vol. 31, no. 5, pp. 399–406, 2001.
- [28] U. D. E. Lisboa and F. D. E. Psicologia, “Universidade de lisboa faculdade de psicologia,” 2012.
- [29] “No Title.” [Online]. Available: <http://www.physionet.org/physiobank/database/>.
- [30] a B. Sciex, T. Quad, Q. System, and D. E, “Hardware Guide,” no. May, 2010.
- [31] S. Mukhopadhyay, S. Biswas, A. B. Roy, and N. Dey, “Wavelet Based QRS Complex Detection of ECG Signal,” vol. 2, no. 3, pp. 2361–2365, 2012.