



**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E  
TECNOLOGIA DA PARAÍBA**  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA



Dissertação de Mestrado

# **HARDWARE EMBARCADO DE BAIXO CUSTO PARA MEDIÇÃO DE PRESSÃO ARTERIAL COM RECURSOS DE INTERNET DAS COISAS**

**Evandson Claude Seabra Dantas**  
Mestrando

**Prof. Dr. Ilton Luiz Barbacena**  
Orientador

João Pessoa – PB,  
Novembro de 2016

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação – CIP  
Biblioteca Nilo Peçanha – IFPB, *campus* João Pessoa

D192h	<p>Dantas, Evandson Claude Seabra. Hardware embarcado de baixo custo para medição de pressão arterial com recursos de internet das coisas / Evandson Claude Seabra Dantas. – 2016. 95 f.: il.</p> <p>Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba – IFPB / Coordenação de pós Graduação em Engenharia Elétrica. Orientador: Professor Ilton Luiz Barbacena Coorientador: Cleumar da Silva Moreira</p> <p>1. Processamento de sinais. 2. Hardware. 3. Sistemas embarcados. I. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU 691.391</p>
-------	--



**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E  
TECNOLOGIA DA PARAÍBA**  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA



# **HARDWARE EMBARCADO DE BAIXO CUSTO PARA MEDIÇÃO DE PRESSÃO ARTERIAL COM RECURSOS DE INTERNET DAS COISAS**

**EVANDSON CLAUDE SEABRA DANTAS**

Dissertação de Mestrado submetida à Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba como parte do requisito necessário para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Processamento de Sinais

**Prof. Dr. Ilton Luiz Barbacena**  
Orientador

**Prof. Dr. Cleumar da Silva Moreira**  
Coorientador

EVANDSON CLAUDE SEABRA DANTAS

# HARDWARE EMBARCADO DE BAIXO CUSTO PARA MEDIÇÃO DE PRESSÃO ARTERIAL COM RECURSOS DE INTERNET DAS COISAS

Dissertação aprovada pela Banca Examinadora em: 10/11/2016.

## BANCA EXAMINADORA



---

Prof. Dr. Ilton Luiz Barbacena – IFPB  
Orientador



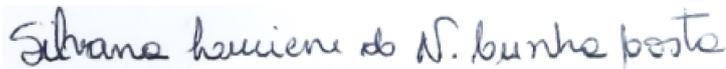
---

Prof. Dr. Cleumar da Silva Moreira – IFPB  
Coorientador



---

Prof. Dr. Euler Cássio Tavares de Macedo – UFPB  
Membro da Banca



---

Prof<sup>a</sup>. Dra. Silvana Luciene Cunha Costa – IFPB  
Membro da Banca



---

Prof. Dr. Luiz Guedes Caldeira – IFPB  
Membro da Banca

João Pessoa – PB, Novembro de 2016

© Evandson Claude Seabra Dantas – evandson@live.com

“*Qualquer tecnologia suficientemente  
avançada é indistinguível de magia.*  
– Arthur Clarke

# Agradecimentos

---

A gratidão é o gesto que reflete o que há de melhor no íntimo de cada ser.

Família,

Agradeço a meu pai, Evandro Dantas,  
Agradeço a minha mãe, Sônia Seabra,  
Agradeço a meu irmão, Davidson Dantas,  
Agradeço a minha namorada, Desyrée Dias.

Por toda compreensão e apoio à minha formação pessoal e profissional.

Professores,

Agradeço a meu primeiro orientador, Erik Farias,  
Agradeço a meu orientador da graduação, Luiz Guedes,  
Agradeço a meus orientadores da pós-graduação, Ilton Barbacena e Cleumar Moreira,  
Agradeço a presidente do programa, Silvana Luciene, e sua vice, Suzete Élide,  
Agradeço aos demais professores,

Por todo conhecimento, paciência e orientações transmitidos ao longo do curso.

Amigos,

Agradeço a todos os amigos do programa que, direta ou indiretamente, contribuíram com minha formação e evolução pessoal, principalmente: Prof. Pedro, Carmonizia, Rubinho, Victor, Francisco, Paulo, Maurício, Maciel, Stefany, Everaldo, Pablo e Kallynna.

Instituição,

Agradeço ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba pelos recursos físicos e financeiros disponibilizados para minha formação.

# Resumo

---

A Pressão Arterial é representada por um conjunto de métricas que referem-se a pressão exercida pelo sangue nas paredes das artérias. A medição pode ser realizada por dois tipos de procedimentos: (i) invasivos; (ii) não-invasivos; Os procedimentos invasivos são mais precisos, porém, causam desconforto ao paciente e os expõe a riscos de infecções. Os procedimentos não-invasivos costumam ser práticos e rápidos, e possuem acurácia estabelecida na Medicina. O método mais popular para medir a Pressão Arterial, por meio de procedimentos não-invasivos, é realizado com a utilização de Esfigmomanômetros. Estes são encontrados em duas versões: (i) os analógicos; (ii) os digitais; Os Esfigmomanômetros analógicos são amplamente difundidos em clínicas e hospitais e são utilizados em conjunto com algum método para medição, ao qual destacam-se o método auscultatório, que baseia-se no monitoramento dos sons de Korotkov e o método palpatório, que baseia-se no tateamento do pulso. Por outro lado, Os Esfigmomanômetros Digitais baseiam-se no método oscilométrico, monitorando os pulsos oscilométricos que surgem no manguito à medida que este é gradualmente desinflado. Com a finalidade de desenvolver um *Hardware Embarcado* utilizando recursos de internet das coisas para medir a pressão arterial, foi desenvolvido um protótipo baseado na substituição do manômetro pelo transdutor de pressão MPX2050 da Freescale Semiconductor, com finalidade de realizar a digitalização do sinal. Para implementação do método oscilométrico foi necessário desenvolver um circuito eletrônico que condiciona o sinal da pressão, separando a pressão imediata do manguito dos pulsos oscilométricos. Para o cálculo da Pressão Arterial, foi adotado o procedimento de identificar o pulso oscilométrico de maior amplitude e os pulsos correspondentes às frações de 0,5 e 0,66 para a Pressão Arterial Sistólica e Pressão Arterial Diastólica, respectivamente. Para testar a eficiência do protótipo desenvolvido foram realizados testes em cinco condições distintas de pressão, com a utilização de um simulador físico específico para validação. Das condições testadas verificou-se que apenas uma medida ficou fora das especificações do Inmetro/Dimel. Os resultados obtidos apontam para um erro médio de 2,83% para a Pressão Arterial Sistólica e 1,94% para a Pressão Arterial Diastólica. Os resultados obtidos de cada medição são atualizados e armazenados continuamente em uma página Web, hospedada no próprio dispositivo. Estas informações ficam disponíveis através da internet para monitoramento remoto pela equipe médica.

**Palavras-Chave:** Esfigmomanômetro, Internet das Coisas, Sistemas Embarcados

# Abstract

---

Blood pressure is represented by a set of metrics that refers to the pressure in the artery walls. The measurement of this pressure can be performed by or using adopting two procedures: (i) invasive; (ii) non-invasive; Invasive procedures are more accurate, however, cause discomfort to the patient and exposes them to risks of infections. Non-invasive procedures tend to be practical and fast, and have accuracy well-know in Medicine. The most popular method for measuring blood pressure by means of non-invasive procedures is the use of sphygmomanometers. The sphygmomanometers are found in two versions: (i) analog; (ii) digital; The analog sphygmomanometers are widely used in clinics and hospitals combined with auscultatory methods, that is based on the monitoring of Korotkov sounds and palpation method which is basing the dabbing wrist. Digital sphygmomanometers are based on the oscillometric method, that monitors the oscillometric pulses arising in the cuff when it is gradually deflated. In order to develop an Embedded System with internet of things to measure blood pressure, it was performed the replacement of the gauge sphygmomanometer by MPX2050 pressure transducer from Freescale Semiconductor, with the purpose of performing the scanning of the signal. To implement the oscillometric method it was necessary to develop an electrical circuit pressure signal conditioner to separate the immediate pressure of the cuff oscillometric pulses. For the calculation of blood pressure, it was adopted the procedure of identifying the oscillometric pulse amplitude increased and the corresponding pulses to the fractions of 0.5 and 0.66 for systolic blood pressure and diastolic blood pressure, respectively. To test the efficiency of the developed prototype it were performed 5 different pressure conditions tests, with the use of a particular physical simulator for this purpose. Of the tested conditions it was found that was only one out of specification Inmetro/Dimel. The results suggest an average error of 2.83% for systolic blood pressure and 1.94% for diastolic blood pressure. The results of each measurement are updated continuously and stored on a Web page, hosted on the device itself. This information is available over the internet for monitoring by medical personnel.

**Key-Words:** Compressed Sensing, Digital Image Processing, Image Acquisition, Sampling Theorem.

# Lista de Acrônimos e Siglas

---

ADC	Conversor Analógico–Digital
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
AT	Linguagem de programação orientada a comandos
ATmega-328p	Microcontrolador produzido e distribuído pela Atmel®
Atmel	Manufaturadora de Semicondutores
AVC	Acidente Vascular Cerebral
baud	Taxa de comunicação em Mudanças de Estado por Segundo
bpm	Batimentos por minuto
CI	Circuito Integrado
CC	Ciclo Cardíaco
DC	Corrente Contínua
DIP	<i>Dual In-Line Package</i>
ESP8266	CI Responsável pela comunicação sem fio em SE
GPIO	<i>General Purpose Input/Output</i>
I <sup>2</sup> C ou I2C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
IDE	Ambiente de Desenvolvimento Integrado
IEEE	Instituto de Engenheiros Eletricistas e Eletrônicos
INO	Extensão utilizada na plataforma Arduino
Inmetro	Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia
IP	<i>Internet Protocol</i>
MATLAB	<i>Matrix Laboratory</i>
MAPA	Monitorização Ambulatorial da Pressão Arterial
mmHg	Milímetros de Mercúrio
MRP	Monitoramento Remoto de Pacientes
PCI	Placa de Circuito Impresso
PDS	Processamento Digital de Sinais
PA	Pressão Arterial
PAD	Pressão Arterial Diastólica
PAM	Pressão Arterial Média
PAS	Pressão Arterial Sistólica
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i>
OMS	Organização Mundial da Saúde
SDK	Kit de Desenvolvimento de <i>Software</i>
SE	Sistemas Embarcados
SDIO	<i>Secure Digital Input Output</i>
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>
SRAM	<i>Static Random Access Memory</i>
SUS	Serviço Único de Saúde
RISC	Computador com Conjunto Reduzido de Instruções
TCP	<i>Transmission Control Protocol</i>
WEB	Cadeia de serviços e recursos que compõem a Internet

# Lista de Figuras

1.1	Esfigmomanômetro Aneróide . . . . .	4
2.1	Ilustração de forma resumida do Sistema Cardiovascular . . . . .	9
2.2	Estrutura Simplificada da Parede Arterial e Divisões dos Vasos Sanguíneos . . . . .	10
2.3	Estruturas anatômicas do coração humano . . . . .	12
2.4	Principais eventos do Ciclo Cardíaco . . . . .	13
2.5	Diagrama de Wiggers Simplificado . . . . .	14
2.6	Valores normais da Pressão Sanguínea no Coração . . . . .	15
2.7	Pressão e Velocidade de Propagação do Sangue pelos Vasos Sanguíneos . . . . .	16
2.8	Relação do sons de Korotkov com Pressão Arterial . . . . .	18
2.9	Medição da Pressão Arterial por meio do Método Auscultatório . . . . .	18
2.10	Medição da Pressão Arterial por meio do Método Palpatório . . . . .	19
2.11	Ondas Oscilométricas presentes no Interior do Manguito . . . . .	20
2.12	Esfigmomanômetro de Riva-Rocci . . . . .	22
2.13	Placa ESP-01 baseada no módulo ESP8266 . . . . .	25
3.1	Bomba e Válvula eletrônica utilizadas no protótipo proposto . . . . .	27
3.2	Diagrama de Blocos para estimar a Pressão Arterial com o método Oscilométrico . . . . .	28
3.3	Diagrama Elétrico do Circuito Condicionador para o Método Oscilométrico . . . . .	31
3.4	Análise Espectral dos Pulsos Oscilométricos . . . . .	32
4.1	Simulador de Pressão Arterial BP Pump 2 da Bio-Tek® . . . . .	36
4.2	Sinais de Pressão característicos do método oscilométrico . . . . .	37
4.3	Histograma dos Pulsos Oscilométricos utilizados para medir a Pressão Arterial . . . . .	37
4.4	Página Web destinada a gerenciar a Pressão Arterial . . . . .	39
4.5	Protótipo Desenvolvido . . . . .	40

# Lista de Tabelas

4.1	Métricas da Pressão Arterial calculadas pelo protótipo desenvolvido em diferentes condições de saudabilidade definidas no simulador . . . . .	38
4.2	Erros médios e relativos do protótipo para diferentes condições de Pressão Arterial . . . . .	38

# Sumário

<b>Resumo</b>	<b>II</b>
<b>Abstract</b>	<b>III</b>
<b>Lista de Acrônimos e Siglas</b>	<b>IV</b>
<b>Lista de Figuras</b>	<b>V</b>
<b>Lista de Tabelas</b>	<b>VI</b>
<b>1 Introdução</b>	<b>2</b>
1.1 Apresentação do Tema . . . . .	2
1.2 Problemática . . . . .	4
1.3 Justificativa . . . . .	5
1.4 Motivação . . . . .	5
1.5 Objetivos . . . . .	6
1.5.1 Objetivo Geral . . . . .	6
1.5.2 Objetivos Específicos . . . . .	6
1.6 Estrutura do Trabalho . . . . .	6
<b>2 Fundamentação Teórica</b>	<b>8</b>
2.1 O Sistema Cardiovascular . . . . .	8
2.1.1 O Sangue . . . . .	8
2.1.2 Os Vasos Sanguíneos . . . . .	9
2.1.3 O Coração . . . . .	11
2.1.4 O Ciclo Cardíaco . . . . .	13
2.1.5 A Pressão Arterial . . . . .	14
2.2 Métodos para medir a Pressão Arterial . . . . .	17
2.2.1 Método Auscultatório . . . . .	17
2.2.2 Método Palpatório . . . . .	19
2.2.3 Método Oscilométrico . . . . .	20
2.3 História da Medição da Pressão Arterial . . . . .	21
2.4 Internet das Coisas . . . . .	23
2.4.1 O módulo ESP8266 . . . . .	24

---

<b>3</b>	<b> Materiais e Métodos</b>	<b>26</b>
3.1	Configuração do Esfigmomanômetro Proposto . . . . .	26
3.2	Sistema Proposto para Transdução e Condicionamento de Pressão . . . . .	27
3.3	Método Utilizado para Amostragem e Cálculo da Pressão Arterial . . . . .	32
<b>4</b>	<b> Resultados e Conclusões</b>	<b>35</b>
4.1	Testes e Resultados . . . . .	35
4.2	Discussão Geral . . . . .	39
4.3	Contribuições deste trabalho . . . . .	40
4.4	Publicações . . . . .	41
4.5	Conclusão . . . . .	41
4.6	Trabalhos Futuros . . . . .	42
	<b>Apêndice</b>	<b>50</b>
	Código-Fonte do ATmega328p para cálculo da Pressão Arterial . . . . .	50
	Método de detecção de Picos Oscilométricos em MatLab . . . . .	57
	<b>Anexo</b>	<b>58</b>
	Datasheet do Transdutor de Pressão MPX2050 . . . . .	58
	Datasheet do Amplificador de Instrumentação INA101 da Burr-Brown Corporation . .	63
	Datasheet do Amplificador Operacional TL084CN . . . . .	70

# Capítulo 1

## Introdução

Neste capítulo são abordados os tópicos iniciais desta dissertação, sendo estes: Apresentação do Tema, Problemática, Justificativa, Motivação e Organização do trabalho.

### 1.1 Apresentação do Tema

Um dos marcos da atualidade é o surgimento de tecnologias baseadas em sensores e microprocessadores disponibilizados em larga-escala, com baixo-custo e interconectados. Este marco configura-se em um cenário que diferencia dos métodos tradicionais por possibilitar que aplicações baseadas em modelos computacionais, mais eficientes, possam interagir com o meio de forma controlada e/ou autônoma [1].

A miniaturização de componentes eletrônicos permitiu o encapsulamento de sensores e microcontroladores em plataformas únicas, constituindo-se em um dos fatores responsáveis pela implementação em larga-escala e baixo-custo. Estas plataformas, quando programadas para finalidades específicas, recebem a designação de Sistemas Embarcados (SE). Desde o seu surgimento, em meados de 1960, os SE vem mostrando ampla aplicabilidade, substituindo processos analógicos e/ou manuais por métodos automatizados via *software* [2].

Na Medicina os SE tem sido amplamente difundido como dispositivos para detectar e auxiliar no tratamento de patologias. Algumas das aplicações mais comuns são: monitoramento de sinais vitais, amplificação de sons via estetoscópios eletrônicos, implante coclear, aquisição de sinais e imagens por meio de métodos invasivos e não-invasivos [2, 3].

No campo da Cardiologia os SE são divididos em diversas categorias, dentro destas estão: (i) Raio-X que tem funções importantes como a aquisição de imagens dos vasos sanguíneos para detectar hemorragias e/ou auxiliar em procedimentos cirúrgicos; (ii) Ressonância Magnética que permite a análise de parâmetros importantes como a temperatura, composição e fluxo sanguíneo; (iii) Ultrassom que é utilizado para obter imagens do coração; (iv) Monitoramento Remoto de Pacientes (MRP) que auxilia na observação e controle de sinais vitais como Pressão Arterial (PA) e Pulso Cardíaco [3].

Algumas das patologias mais comuns do sistema cardiovascular correlaciona-se, de alguma forma, com a PA. Esta pressão manifesta-se nos vasos sanguíneos como o resultado do bombeamento do sangue pelo coração para os tecidos do corpo. As diferentes variações de pressão no interior dos vasos estão diretamente associada com o ciclo cardíaco, apresentando alta no movimento de contração e baixa no movimento de relaxamento. Algumas das métricas utilizadas para determinar a saudabilidade deste sistema são a Pressão Arterial Sistólica (PAS) e a Pressão Arterial Diastólica (PAD), que serão abordadas no Capítulo 2, comumente medidas em milímetros de mercúrio [4, 5].

Os valores normais da PA de uma pessoa adulta são de 120 mmHg para a PAS e 80 mmHg para a PAD. Valores superior são associados à hipertensão e valores muito abaixo, à hipotensão. A PA elevada são fatores de risco para doença cardíaca coronária, isquêmica, acidente vascular cerebral (AVC) e outras patologias [5].

A PA pode ser medida por procedimentos invasivos e não-invasivos. O procedimento invasivo é mais preciso, porém, apresenta-se de forma inconveniente, aumenta o risco de infecções e proporciona maior custo com produtos descartáveis. No procedimento não-invasivo, por outro lado, encontramos os equipamentos que se baseiam em métodos de controle do fluxo sanguíneo por intermédio de um manguito. O mais comum deles é conhecido como Esfigmomanômetro e é composto de um manguito, uma pêra valvulada e um manômetro [6, 7]. O Esfigmomanômetro é ilustrado na Figura 1.1.

Os Esfigmomanômetros são encontrados em duas versões: Os analógicos, amplamente difundidos e utilizados por profissionais de saúde, e os digitais, que são automatizados, dispensando a presença do profissional para realizar a medição. Os métodos mais utilizados para medir a pressão com o modelo analógico são o método auscultatório e o método palpatório. O modelo digital, entretanto, baseia-se exclusivamente no método oscilométrico [9, 10].

Figura 1.1: Esfigmomanômetro Aneróide



**Fonte:** Adaptado de Incoterm® [8].

Os Esfigmomanômetros Digitais são regidos pela norma do Inmetro/Dimel nº 96/2008 ao qual especifica as exigências mínimas necessárias para sua utilização [11]. Apesar da desconfiança de alguns profissionais sobre o modelo digital, este apresenta recursos adicionais que não são encontrados em modelos analógicos.

Um dos exames mais conhecidos na cardiologia, a Monitorização Ambulatorial de Pressão Arterial (MAPA), só é possível de ser realizado com os modelos digitais. Este exame mede a PAS, Pressão Arterial Média (PAM) e PAD em pequenos intervalos de tempo durante um período de 24 horas. Isto permite o médico acompanhar a variação da pressão ao longo do dia para melhor diagnóstico.

Além disso, existe uma migração de equipamentos da área que tendem ao Monitoramento Remoto de Pacientes para reduzir custos [12]. Surge, então, um cenário em que ocorre a integração entre diferentes sistemas e plataformas únicas interconectadas via Internet. Tendências apontam que, no futuro, o desafio será gerenciar um complexo conjunto de sistemas [3].

## 1.2 Problemática

Dados da Organização Mundial da Saúde (OMS) indicam que os valores médios de pressão arterial são diferentes em diversas partes do mundo. No Brasil, os valores da PAS, em milímetros de mercúrio, variam de: 125,7 a 136,5 para homens e 117,5 a 127,7 para mu-

Iheres [13]. Estima-se que a hipertensão seja a causa de 12,5% de mortes no mundo, ou seja, aproximadamente 7,5 milhões de pessoas. Um estudo da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) apontou que, em 2004, cerca de 17 milhões de brasileiros eram portadores de hipertensão, índice que atinge 35% da população a partir dos 40 anos. No Serviço Único de Saúde (SUS), a hipertensão é a causa mais frequente de internação hospitalar de idosos e a principal patologia entre as doenças cardiovasculares [14].

Com o aumento da expectativa de vida surgem novas demandas hospitalares que necessitam recorrer, cada vez mais, ao MRP que permite reduzir custos [12]. Além disso, sendo a hipertensão a principal das doenças cardiovasculares, tratada com remédio receitado por médico, é importante ter um acompanhamento médico, mesmo que à distância, para monitorar o efeito do medicamento ou a necessidade da realização de um procedimento emergencial.

### 1.3 Justificativa

Neste contexto é desejável a construção de um Esfigmomanômetro Digital de baixo-custo com recurso de monitoramento remoto em tempo real via internet, para auxiliar os profissionais de saúde a atender no MRP, em especial aqueles que possuem mobilidade reduzida ou dificuldade de deslocamento até a unidade de saúde.

### 1.4 Motivação

Apesar dos Esfigmomanômetros Digitais serem bem difundidos e regulamentados por Normas [11], existe a necessidade de agregar novos recursos aos equipamentos tradicionais como a comunicação via internet. Até a data de 20 de agosto de 2016 foi encontrado no mercado apenas duas marcas de Esfigmomanômetros Digitais com comunicação sem fio: Omron<sup>1</sup> e Withings<sup>2</sup>, ambos com comunicação padrão *Bluetooth*.

Apesar das marcas Omron e Withings apresentarem Esfigmomanômetros Digitais

---

<sup>1</sup>Omron 10 Series Bluetooth: \$65.00 Disponível em: <<https://www.amazon.com/bp/dp/B00KW4PO82/>> Acesso em: 13/08/2016.

<sup>2</sup>Withings Wireless Blood Pressure: \$127.00 Disponível em: <<https://www.amazon.com/bp/dp/B00H43WOAK/>> Acesso em: 13/08/2016.

com comunicação sem fio, são de alto-custo, não possuem conexão com a internet e não foram projetados para o monitoramento remoto de forma contínua. Além disto o protótipo apresenta compatibilidade com *softwares* do meio acadêmico, como o MatLab®, para fomentar novas pesquisas relacionadas a PA.

## 1.5 Objetivos

### 1.5.1 Objetivo Geral

O objetivo deste trabalho é confeccionar um protótipo de Esfigmomanômetro Digital, baseado no método oscilométrico, de baixo-custo, com comunicação via Internet para o MRP, além de contribuir com o desenvolvimento da tecnologia nacional.

### 1.5.2 Objetivos Específicos

- Apresentar fundamentos do Sistema Cardiovascular;
- Definir comportamentos típicos do Sinal de PA;
- Condicionar, Amostrar e Digitalizar o Sinal de PA com *Hardware* Embarcado;
- Testar as métricas objetivas obtidas por meio de simulador físico;
- Transmitir os dados obtidos via Internet para avaliação médica remota.

## 1.6 Estrutura do Trabalho

No Capítulo 1 foi realizado a introdução deste trabalho por meio da (i) apresentação do tema, (ii) justificativa, (iii) motivação e (iv) objetivos, para confecção do protótipo de Esfigmomanômetro Digital.

No Capítulo 2 será abordado a Fundamentação Teórica do Sistema Cardiovascular, os principais métodos para medir a Pressão Arterial e o paradigma da Internet das Coisas.

O capítulo encontra-se dividido nas seguintes sessões: (i) o Sistema Cardiovascular, (ii) Principais métodos para medir a Pressão Arterial, (iii) História da Pressão Arterial e (iv) Internet das Coisas.

No Capítulo 3 é proposto uma implementação em *Hardware* Embarcado do método oscilométrico, por meio dos seguintes tópicos: (i) Configuração do Esfigmomanômetro Proposto; (ii) Sistema Proposto para Transdução e Condicionamento de Pressão; (iii) Método Utilizado para Amostragem e Cálculo da Pressão Arterial.

No Capítulo 4 são apresentados os testes e resultados deste trabalho, seguidos de uma discussão geral, contribuições, publicações, conclusão e propostas de trabalhos futuros.

Nos Apêndices e Anexos, por fim, constam os materiais e códigos utilizados neste trabalho.

# Capítulo 2

## Fundamentação Teórica

Neste Capítulo é abordado a Fundamentação Teórica do Sistema Cardiovascular, principais métodos para medir a Pressão Arterial e o Fundamentação da Internet das Coisas. O capítulo encontra-se dividido nas seguintes sessões: História da Pressão Arterial, o Sistema Cardiovascular, Principais métodos para medir a Pressão Arterial e a Internet das Coisas.

### 2.1 O Sistema Cardiovascular

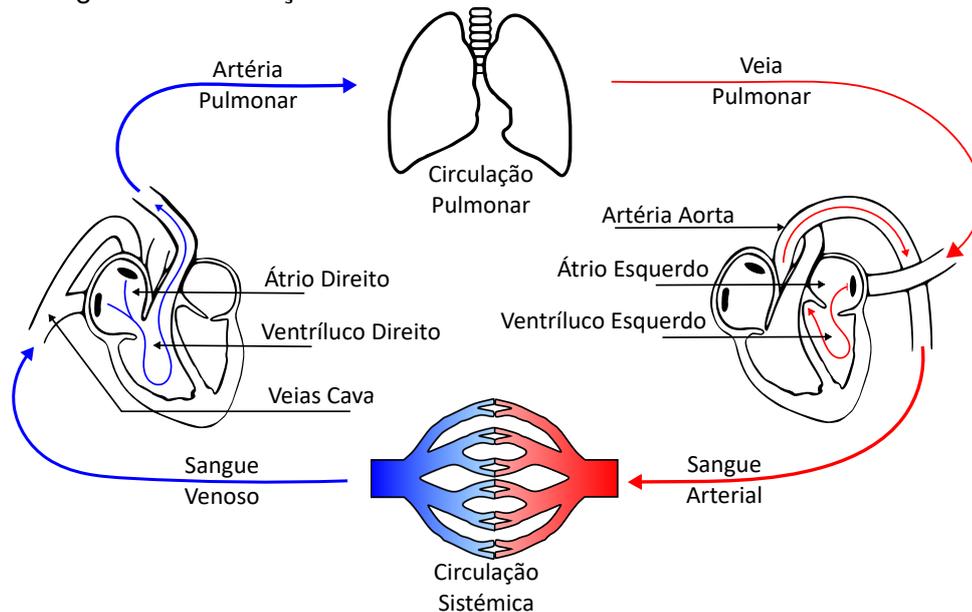
O sistema cardiovascular ou circulatório é composto pelo sangue, vasos sanguíneos e coração. Este sistema é responsável pelo controle da temperatura corporal, defesa contra agentes invasores e, principalmente, transporte de nutrientes, gases, hormônios e resíduos do metabolismo celular. O sistema cardiovascular pode ser dividido nos sistemas sanguíneos e sistema linfático [15, 16, 17]. A Figura 2.1 ilustra de forma resumida o sistema cardiovascular.

#### 2.1.1 O Sangue

O sangue é um fluido, comum em animais que possuem sistema circulatório fechado, composto por uma parte líquida denominado de plasma e uma parte sólida. Sua principal função é levar nutrientes e oxigênio para os tecidos do corpo e recolher os resíduos provenientes do metabolismo [18].

O sangue é constituído por 45% de elementos figurados (células) e 55% de plasma. Os elementos figurados são as Hemácias, Leucócitos e Plaquetas. O plasma é composto de

Figura 2.1: Ilustração de forma resumida do Sistema Cardiovascular



Fonte: Adaptado de [16].

93% de água e 7% de outras substâncias. Estima-se que a quantidade de sangue que circula no corpo humano corresponde a 1/12 do peso corporal de cada pessoa [18, 19].

### 2.1.2 Os Vasos Sanguíneos

Os Vasos Sanguíneos são órgãos do sistema cardiovascular que se ramificam em formas cilíndricas por todo o organismo. Estes vasos são classificados em até 5 níveis diferentes: (i) Artérias, (ii) Arteríolas, (iii) Capilares, (iv) Vênulas e (v) Veias.

As artérias são vasos que transportam o sangue oxigenado e rico em nutrientes do coração para os tecidos do corpo. A única exceção é a artéria pulmonar que transporta o sangue, pobre em oxigênio, até os pulmões para oxigenação e remoção do excesso de dióxido de carbono. O transporte do sangue pelas artérias para os tecidos do corpo é realizado sob alta pressão por meio do bombeamento do coração. O coração força o sangue para dentro das artérias, que distende-se por apresentar propriedades elásticas, enviando o sangue em forma de ondas pulsantes. Estas ondas podem ser detectadas ao longo da artéria pelo sentido do tato ou pelo sentido auditivo [20, 21].

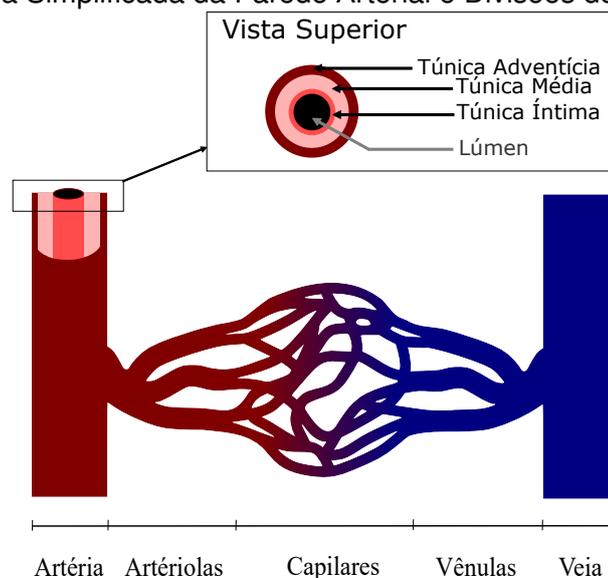
A artéria mais importante do sistema cardiovascular é a Artéria Aorta. Com início no ventrículo esquerdo e término à altura da quarta vértebra lombar a Aorta é responsável

pelo transporte do sangue oxigenado para diversas regiões do corpo. A Aorta divide-se em artérias ilíacas que entrega o sangue proveniente oxigenado aos tecidos por intermédio da circulação sistêmica.

Uma artéria possui 3 camadas distintas: (i) Túnica Íntima; (ii) Túnica Média; (iii) Túnica Adventícia. A Túnica Íntima é composta de células endoteliais que tem contato direto com o fluxo sanguíneo. A Túnica Íntima está dentro da camada média, ou Túnica Média, que é constituída de células do músculo liso e do tecido elástico. Por fim, encontra-se a camada da Túnica Adventícia, que é composta de tecido conjuntivo constituído por fibras de colágeno, cuja principal função é proteger e manter a estrutura interna da artéria [22, 17]. Em geral, quanto maior a espessura da artéria, maior a sua elasticidade.

A cavidade oca dentro da Túnica Íntima, por onde circula o sangue, recebe o nome de Lúmen. A transição da artéria para a arteríola acontece de forma gradual, marcado pela diminuição progressiva das paredes e, conseqüentemente, diminuição do lúmen. As arteríolas atuam como válvulas de controle quando pressionadas pela parede muscular. Estes mecanismos servem para controlar e direcionar o fluxo sanguíneo para os vasos capilares de acordo com a necessidade dos tecidos do corpo [17]. Na Figura 2.2 são ilustrados, de forma simplificada, as camadas arteriais e divisões dos vasos sanguíneos.

Figura 2.2: Estrutura Simplificada da Parede Arterial e Divisões dos Vasos Sanguíneos



Fonte: Adaptado de [16, 17].

As Vênulas e Veias tem como função recolher o sangue com os resíduos do metabolismo. A Pressão Venosa apresenta valor inferior à Pressão Arterial, sendo necessário o

auxílio de válvulas para realizar o transporte do sangue. Este é um dos motivos pelo qual a parede da veia é mais fina que a arterial.

### 2.1.3 O Coração

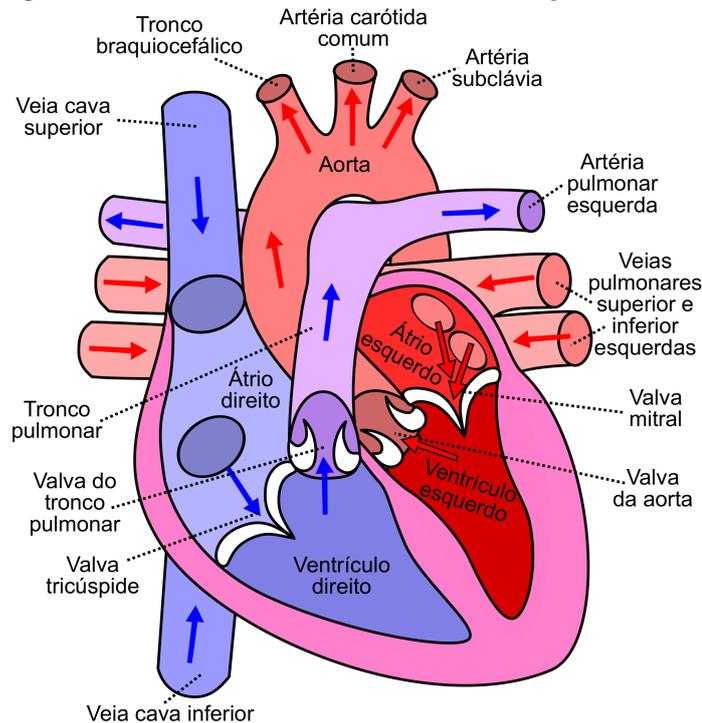
O coração é o órgão mais importante do sistema cardiovascular. Ele é responsável pelo bombeamento do sangue arterial para o corpo e do sangue venoso para os pulmões. O coração bate em média 70 a 80 vezes por minuto, em condições normais, e pode chegar até 150 batimentos em situações de estresse. Em média é bombeado 70 mL de sangue por batimento, o que representa 7,5 mil litros de sangue ao dia. O coração localiza-se no interior da cavidade torácica apoiado sobre o diafragma, posicionado entre os pulmões, na região conhecida como mediastino [17].

O coração é composto por várias camadas, resumindo-se em nas três principais: (i) O pericárdio; (ii) O miocárdio; (iii) O endocárdio. O Pericárdio é uma membrana que reveste e protege o coração, restringindo-o à sua posição no mediastino, sem que restrinja movimentos de contrações bruscos e rápidos. O miocárdio é uma camada composta por músculos estriados cardíacos, sendo a mais espessa das camadas, ao qual é responsável pela contração e relaxamento do coração. O endocárdio é a camada mais interna e fina do coração, presente tanto no revestimento interior do coração como também revestindo os vasos sanguíneos e válvulas, sendo composta pelo tecido epitélio pavimentoso simples, cuja superfície lisa proporciona fácil deslocamento do sangue [23].

Dentro do coração são encontradas quatro câmaras, sendo duas na parte superior e duas na parte inferior. As câmaras da parte superior recebem o nome de átrio e as da parte inferior de ventrículo. Os átrios são as câmaras responsáveis por receber o sangue e repassa-los as câmaras inferiores. O átrio direito recebe o sangue venoso vindo das veias cava superior e inferior e o átrio esquerdo recebe o oxigenado da veia pulmonar. Os ventrículos são responsáveis por bombear o sangue para as diferentes partes do corpo. Do ventrículo direito o sangue segue pela Artéria Pulmonar para oxigenação nos pulmões. Por outro lado, o ventrículo esquerdo bombeia o sangue oxigenado que segue pela artéria Aorta para as diferentes partes do corpo [24, 17]. A Figura 2.3 ilustra o coração e suas câmaras.

O controle do fluxo sanguíneo é realizado por intermédio de válvulas [24]. Estas válvulas são compostas de tecido conjuntivo, localizadas nas saídas das câmaras do coração.

Figura 2.3: Estruturas anatômicas do coração humano



**Fonte:** Adaptado de Eric Pierce (GNU *General Public License*).

Na cardiologia, estas válvulas recebem a designação apenas de valva [25]. Existem quatro valvas no coração: (i) Mitral ou Bicúspide; (ii) Tricúspide; (iii) Aórtica; e (iv) Pulmonar; A valva Bicúspide apresenta dois folhetos e é responsável pelo controle do fluxo sanguíneo entre o átrio esquerdo e o ventrículo esquerdo. A valva Tricúspide apresenta três folhetos e controla o fluxo sanguíneo entre o átrio direito e o ventrículo direito. A valva Aórtica controla o fluxo sanguíneo do ventrículo esquerdo para a artéria aorta. A valva pulmonar controla o fluxo sanguíneo entre o ventrículo direito e a Artéria Pulmonar. As valvas Bicúspide e Tricúspide são conhecidas como valvas cúspides e as valvas Aórtica e Pulmonar conhecidas como valvas semilunares. Os mecanismos de funcionamento destas valvas são regulados pela pressão presentes no interior do coração [17, 24, 25].

Apesar do coração ser o principal órgão de distribuição do sangue para o corpo, ele precisa ser nutrido como os demais tecidos do corpo humano. Esta nutrição ocorre por meio das artérias coronárias que se originam na Aorta [17, 24].

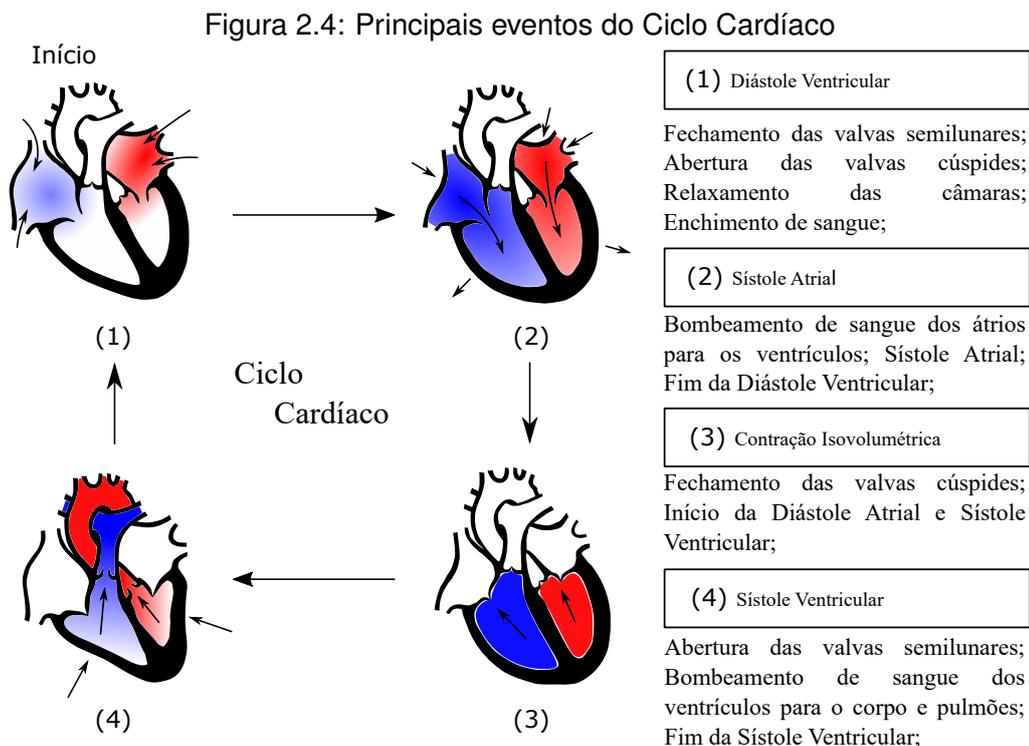
Os batimentos do coração são regulados por um marca-passos natural proveniente do nó Sinoatrial. O potencial de ativação deste nó é influenciado pelo sistema autônomo e sistema endócrino (hormonal), gerando impulsos elétricos em determinados intervalos de

tempo [23]. O impulso elétrico é transmitido para o nó Atrioventricular por meio dos feixes internodais. O impulso elétrico sofre um pequeno retardo no nó Atrioventricular para que os átrios contraíam pouco antes dos ventrículos. A dispersão do impulso nos Átrios ocorre por meio do ramo de *Bachman* e nos Ventrículos pelo ramo de *Purkinje* [24].

### 2.1.4 O Ciclo Cardíaco

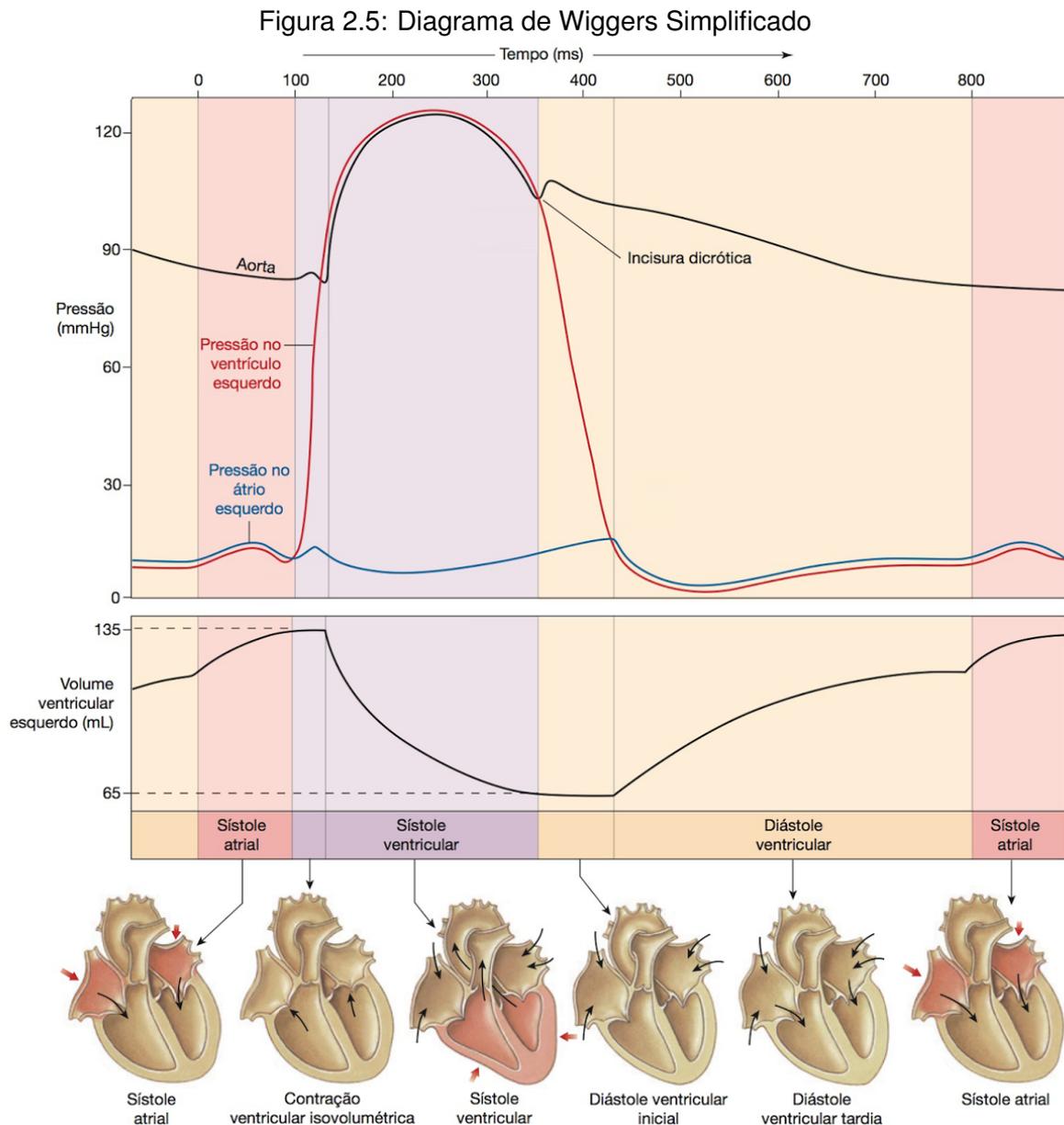
O Ciclo Cardíaco (CC) corresponde a todos os eventos que ocorrem entre os batimentos do coração. Este ciclo é resumido em dois períodos: (i) a Diástole e a (ii) Sístole. Na Diástole o coração relaxa, para receber o sangue e na Sístole o coração contrai para bombear o sangue. O CC inicia-se com impulso elétrico do nó sinoatrial e termina com fim dos efeitos provocados por este impulso.

Os períodos deste ciclo são apresentados em fases. Durante o período sistólico, as principais fases são: (i) Contração Isovolumétrica e (ii) Ejeção Ventricular; No período diastólico as principais fases são: (i) Relaxamento Ventricular Isovolumétrico, (ii) Enchimento Ventricular e (iii) Contração Atrial [26]. Os principais eventos do CC são ilustrados na Figura 2.4.



Fonte: Adaptado de [17, 26].

Os eventos elétricos e mecânicos do ciclo cardíaco são representados por sinais provenientes de exames cardíacos em um diagrama conhecido como diagrama de Wiggers [26]. Este diagrama é ilustrado na Figura 2.5.



Fonte: Adaptado de [26].

### 2.1.5 A Pressão Arterial

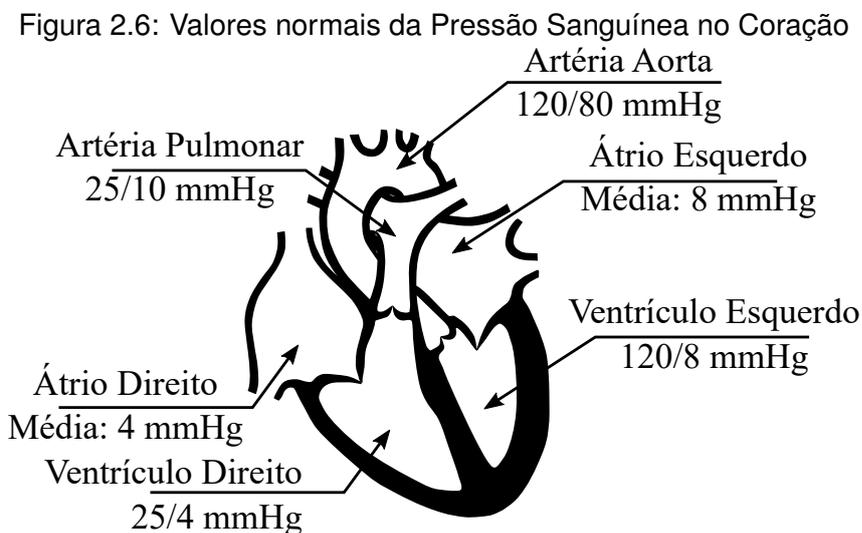
A Pressão Arterial aumenta e diminui de acordo com a fase do ciclo cardíaco, fazendo com que o sangue flua do meio de maior pressão para o de menor. Existem diferentes valores de pressão nos vasos e cavidades cardíacas. Comumente, refere-se a PA como sendo a

pressão no interior da Artéria Aorta. O valor máximo desta pressão ocorre durante a sístole ventricular, conhecida como Pressão Arterial Sistólica (PAS), e a mínima na diástole ventricular, conhecido como Pressão Arterial Diastólica (PAD). A diferença entre a PAS e a PAD é conhecida como Pressão de Pulso [17, 26].

Outra métrica importante na cardiologia é a Pressão Arterial Média (PAM). Assume-se que esta pressão reflete a pressão exercida pelo ventrículo, uma vez que esta é de difícil medição. Por vezes, esta pressão também é conhecida como Pressão de Condução. A Equação 2.1 representa uma aproximação do cálculo da PAS.

$$PAM \cong PAD + \frac{1}{3} (PAS - PAD) \quad (2.1)$$

É importante conhecer as diferentes pressões no interior dos principais vasos sanguíneos e câmaras cardíacas. Valores anormais desta pressão são utilizadas para diagnosticar patologias e disfunções cardíacas [16]. A Figura 2.6 ilustra os valores normais da PA no coração e principais vasos sanguíneos.



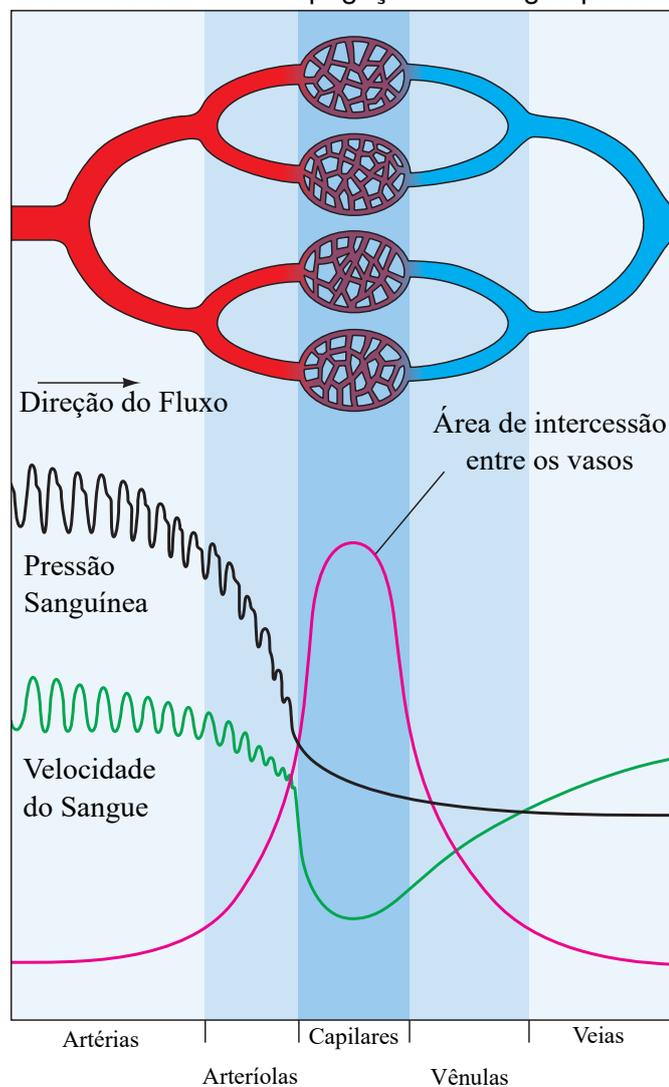
Fonte: Adaptado de [26].

A PA depende da frequência cardíaca, do volume por batimento, vazão sanguínea, viscosidade do sangue e resistência periférica. A frequência cardíaca, refere-se a quantidade de ciclos cardíacos que o coração realiza no período de um minuto (batimentos por minuto – bpm). O volume por batimento refere-se a quantidade de sangue ejetada pelo ventrículo após cada contração. Tipicamente, o volume por batimento para um adulto saudável é de

aproximadamente 70 mL. A vazão sanguínea é a quantidade de sangue bombeada pelo ventrículo durante o período de um minuto. A vazão é calculada pela multiplicação da frequência cardíaca pelo volume por batimento [17].

A viscosidade é a resistência que um fluido tem em fluir, relacionando-se pela atração entre moléculas e células do meio. Esta viscosidade, proporcional a PA, aumentam de acordo com as quantidades de células sanguíneas e proteínas presentes no plasma. A resistência periférica remete a capacidade do sangue em fluir pelo vaso sanguíneo, aumentando a medida que a elasticidade e/ou diâmetro do vaso sanguíneo diminuem [17, 16]. A Figura 2.7 ilustra as diferentes pressões e velocidades sanguíneas ao longo dos vasos sanguíneos.

Figura 2.7: Pressão e Velocidade de Propagação do Sangue pelos Vasos Sanguíneos



Fonte: Adaptado de [17].

## 2.2 Métodos para medir a Pressão Arterial

A Pressão Arterial pode ser medida por procedimentos invasivos e não invasivos. Nos procedimentos não invasivos, a medição ocorre por meio da artéria radial com a utilização de um instrumento conhecido como Esfigmomanômetro [26]. A seguir serão apresentados três métodos não-invasivos mais disseminados e aplicados da literatura.

### 2.2.1 Método Auscultatório

O método auscultatório é o mais utilizado entre as clínicas e hospitais para medir a PA, sendo recomendado pelas normas ANSI/AAMI SP10-1992. Neste método, um esfigmomanômetro é utilizado em conjunto com o estetoscópio para monitorar os sons de Korotkov. Estes sons são produzidos pela passagem do sangue na artéria em oclusão. A classificação destes sons divididos em cinco fases distintas:

**Fase I** : Surgimento dos sons, de baixa-intensidade e batidas regulares;

**Fase II** : Sons da fase I com efeito sibilante ou sopro;

**Fase III** : Sons crispados de grande intensidade;

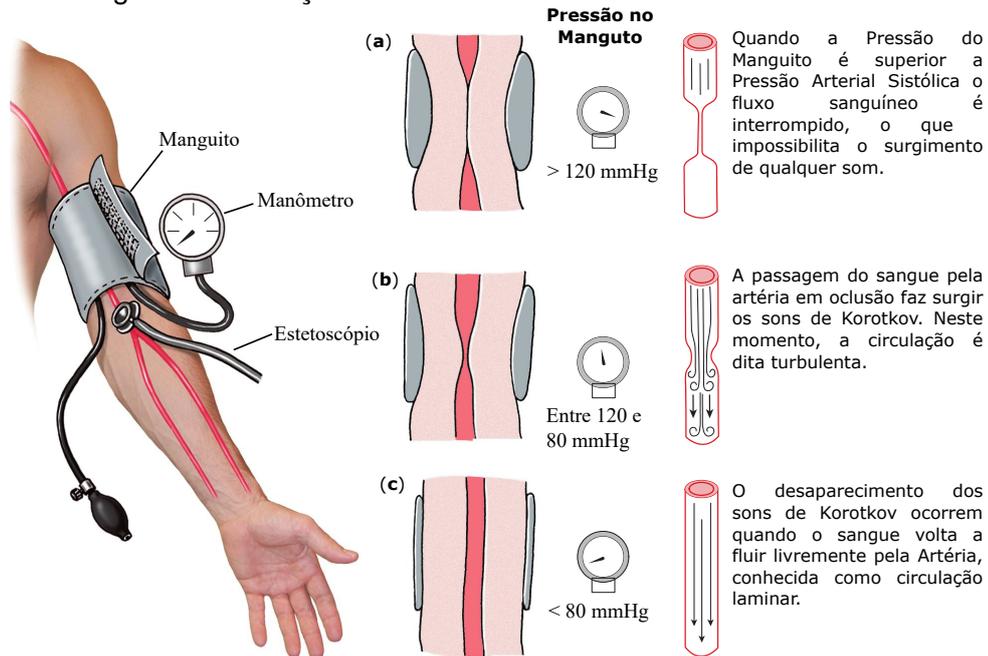
**Fase IV** : Sons bruscamente abafados;

**Fase V** : Desaparecimento dos sons.

Os sons produzidos pela artéria em oclusão são auscultados pelo profissional de saúde que determina a PAS pelo surgimento e a PAD pelo desaparecimento destes sons. Existem ainda, alguns métodos que registram estes sons em formas de ondas oscilográficas, permitindo visualizar os diferentes sons produzidos para diferentes pressões de oclusão. A relação entre estes sons e a pressão do manguito é ilustrado na Figura 2.8.

Comumente a medição é realizada no braço e os sons auscultados na artéria radial. Ocasionalmente, a artéria radial pode ser substituída pelas artérias poplíteas ou artéria podálica, localizada nos membros inferiores. A ausculta é realizada, preferencialmente, nas artérias: (i) Artéria Radial; (ii) Artéria Poplíteas; (iii) Artéria Podálica. A Figura 2.9 ilustra a medição da PA pelo método auscultatório no braço de uma paciente.

Figura 2.8: Relação do sons de Korotkov com Pressão Arterial



Fonte: Adaptado de [26].

Figura 2.9: Medição da Pressão Arterial por meio do Método Auscultatório



Fonte: Adaptado de [27].

Os procedimentos básicos para medir a pressão são:

- Etapa 1:** Preparar o Paciente para medição;
- Etapa 2:** Localizar a artéria radial por palpação;
- Etapa 3:** Colocar o manguito no braço entre 2 e 3 cm acima da fossa cubital;
- Etapa 4:** Manter o braço do paciente na altura do coração, entre o 3° e 5° espaço intercostal;

**Etapa 5:** Inflar rapidamente, de 10 em 10 mmHg, até 30 mmHg após o desaparecimento dos pulsos na artéria radial;

**Etapa 6:** Posicionar a campânula do estetoscópio sobre a artéria braquial;

**Etapa 7:** Desinflar com taxa de deflação constante de 2 a 4 mmHg por segundo;

**Etapa 8:** Determinar a Pressão Arterial Sistólica no momento do aparecimento do primeiro som;

**Etapa 9:** Determinar a Pressão Arterial Diastólica no momento do desaparecimento do som. Auscultar por mais 30 mmHg para confirmar desaparecimento;

### 2.2.2 Método Palpatório

O Método Palpatório é semelhante ao Método Auscultatório diferenciando-se apenas pela substituição do sentido sensorial da audição pelo do tato. Neste método o pulso radial é apalpado, normalmente com a ponta do dedo indicador, do mesmo lado em que o manguito está presente. A Figura 2.10 ilustra um profissional de saúde medindo a pressão arterial de um paciente utilizando o método palpatório.

Figura 2.10: Medição da Pressão Arterial por meio do Método Palpatório



Fonte: Adaptado de [27].

O procedimento começa com os dedos do profissional pressionando a artéria braquial até que seja possível sentir os pulsos do ciclo cardíaco. O manguito é, então, inflado até 30 mmHg a mais que a pressão necessária para o completo desaparecimento destes pulsos.

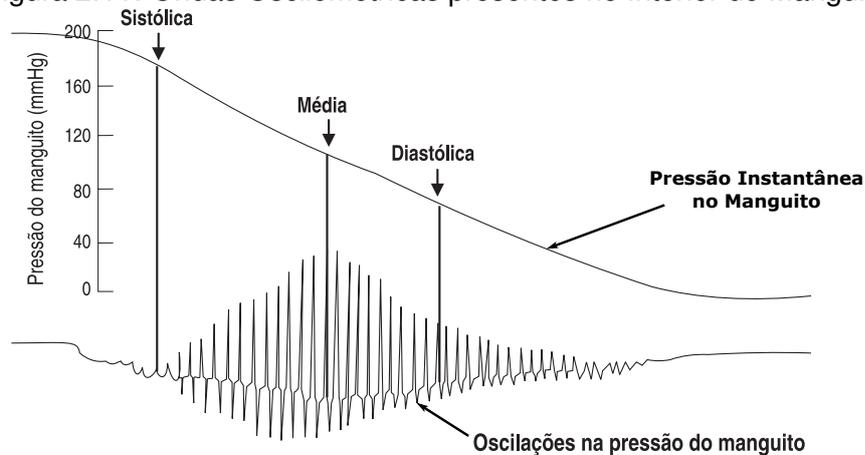
Gradativamente o manguito é esvaziado monitorando as percepções sobre o pulso na artéria. Os valores das PAS e PAD são determinados pelo valor indicado no manômetro nos instantes que são detectados os primeiros e últimos pulsos palpáveis, respectivamente.

Este método requer uma maior experiência do profissional por ser pouco preciso, sendo normalmente utilizado quando não há estetoscópio disponível.

### 2.2.3 Método Oscilométrico

O método oscilométrico baseia-se no mesmo princípio dos métodos auscultatório e palpatório. A principal diferença para os demais é que o cálculo da PA é realizado pela própria pressão no manguito. Ao desinflar o manguito, gradativamente, surgem pequenas oscilações formando uma onda conhecida como pulso oscilométrico [28]. A Figura 2.11 ilustra os pulsos oscilométricos à medida que o manguito é esvaziado.

Figura 2.11: Ondas Oscilométricas presentes no Interior do Manguito



Fonte: Adaptado de [29].

A separação das ondas oscilométricas da pressão do manguito é realizada por meio de um filtro passa-alta. Após a separação, é extraído informações como amplitude, área e potência do sinal. Por vezes é necessário utilizar métodos para corrigir flutuações causadas por movimentos indevidos. Estes parâmetros são fundamentais para determinar a correta envoltória dos pulsos oscilométricos associado à pressão de ocorrência. Da envoltória são extraídos os valores referentes à PAS, PAM e PAD.

A PAM é determinada pela maior amplitude dos pulsos oscilométricos. Existem diversas técnicas para determinar a PAS e PAD. A técnica mais comum é descrita por Fabr 

(1922) e posteriormente por Benson e Heard (1969) baseando-se em normalizar as amplitudes das oscilações em relação a máxima oscilação e encontrar às frações fixas de 0,5 e 0,66 para a diastólica. Outros métodos baseiam-se em identificar o ponto de maior inclinação da envoltória que forma os pulsos oscilométricos.

O método oscilométrico apresenta vantagens em relações aos outros métodos, como a possibilidade da realização do exame MAPA, MRP e medição sem a necessidade da presença de um profissional de saúde.

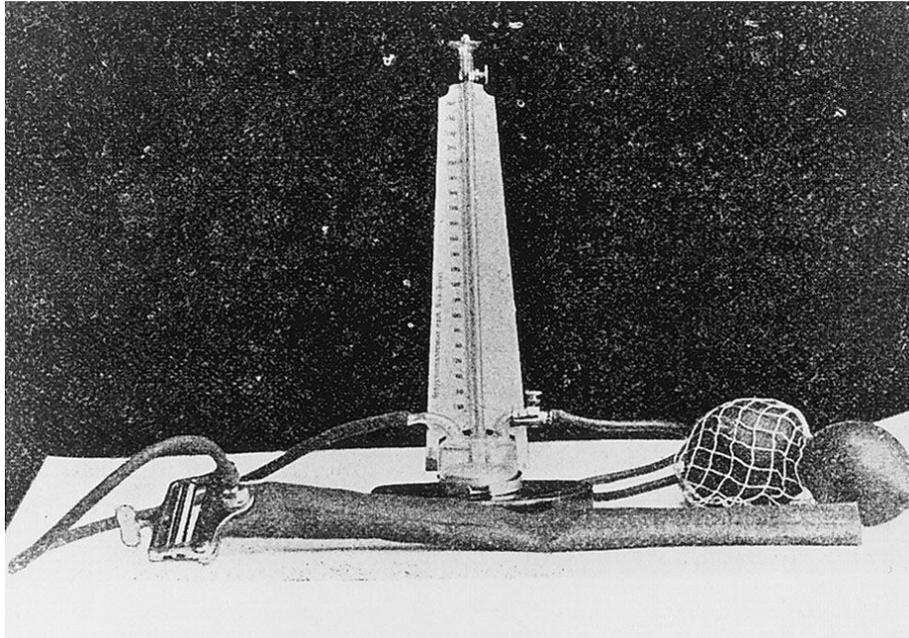
## 2.3 História da Medição da Pressão Arterial

Os primeiros vestígios que levaram à descoberta da Pressão Arterial (PA) são descritos por dois médicos de Alexandria: Hipócrates (460 a.C.) e Herófilo. Hipócrates é considerado o pai da medicina e Herófilo (360 a.C.), para muitos o primeiro anatomista da história. Herófilo foi o primeiro a descrever com exatidão as pulsações, correlacionando a sístole e diástole com sons musicais. Pouco se evoluiu até que o médico Santorio Santorio (1561–1636) inventasse, junto a Galileu Galilei (1571–1630), o "*pulsilogium*", na tentativa de registrar a frequência e variação do pulso [7].

William Harvey (1578–1657) foi o primeiro médico a descrever detalhadamente o sistema circulatório [7, 30]. A primeira caracterização da Pressão presente no interior do sistema circulatório foi realizada pelo fisiologista Stephen Hales (1677–1761) com experimentos em animais. Nos mesmos estudos, Hales também descreveu efeitos da Hemorragia e as funções das válvulas bicúspide e aórtica, durante o ciclo cardíaco.

O primeiro equipamento destinado para realizar a medição da Pressão Arterial foi confeccionado em 1881 por Von Basch (1837–1905) ao qual consistia em uma bolsa de borracha, preenchida com água, com um bulbo de mercúrio em seu interior, conectada a uma coluna de mercúrio graduada. A medição acontecia quando a bolsa de borracha comprimia a artéria radial provocando a elevação da coluna de mercúrio. O equipamento de Von Basch foi aprimorado por Riva-Rocci em 1886, resolvendo o problema da compressão unilateral, com a inserção de um manguito. O equipamento batizado de "angioparatlibometro" ficou conhecido como Esfigmomanômetro de Riva-Rocci [7, 31]. A Figura 2.12 ilustra o Esfigmomanômetro de Riva-Rocci, com ênfase na coluna de mercúrio, bulbo de borracha e um manguito.

Figura 2.12: Esfigmomanômetro de Riva-Rocci



**Fonte:** Adaptado de Korotkov [32].

A Pressão Arterial Sistólica (PAS) era detectada no Esfigmomanômetro de Riva-Rocci utilizando o método oscilatório. Neste método, ao desinflar o manguito gradativamente, a PAS era medida por meio da oscilação na coluna de mercúrio. As pesquisas seguintes procuraram solucionar o problema da Pressão Arterial Diastólica (PAD) [7, 31].

O Esfigmomanômetro inventado pelo fisiologista Leonard Hill (1866–1952) e o cirurgião Harold Barnard (1868–1908) em 1897 era sensível o suficiente para detectar a PAD pelo método oscilatório. Neste esfigmomanômetro a coluna de mercúrio presente no Esfigmomanômetro Riva-Rocci foi substituída por uma agulha em um manômetro aneroide [7].

Em 1905 Nicolai Korotkov (1874–1920) apresentou uma alternativa para medição da PA. Este método utiliza um esfigmomanômetro em conjunto a um estetoscópio para monitorar os sons produzidos na artéria radial à medida que o manguito é desinflado. Os sons produzidos são classificados em cinco etapas, porém, duas etapas tem maior relevância: O surgimento dos sons que marca o valor da PAS e o seu desaparecimento, marcando a PAD [7, 32].

O método de Korotkov foi amplamente aceito e ainda é um dos métodos mais utilizados para medir a PA. Este método também é conhecido como método auscultatório uma vez que utiliza o monitoramento dos sons.

Baseado no pressuposto de que o método de Korotkov depende da acurácia auditiva de cada observador, surgiram diversos outros equipamentos com finalidade de eliminar esta dependência. Um destes equipamentos foi o "tonoscilográfico" desenvolvido por Von Plesch, em 1931, que baseava-se no método oscilatório. O invento possuía uma placa giratória com papel graduado com divisões entre 0 e 300 mmHg. O registro das ondas oscilográficas acontecia à medida que o manguito era esvaziado. Após a medição o médico retirava o papel e identificava a PAS, Arterial Média (PAM) e PAD. A PAS é identificada com o surgimento das oscilações, a PAM quando as oscilações atingem a maior diferença de pico-a-pico e a PAD com o desaparecimento destas oscilações [7].

Em 1993 a companhia Japonesa Panasonic lançou o primeiro Esfigmomanômetro Digital. Este Esfigmomanômetro era compacto e possuía manguito próprio sendo insuflado por uma bomba controlada eletronicamente. Em 2014 começaram a surgir os primeiros modelos com comunicação sem fio [33].

## 2.4 Internet das Coisas

Um dos conceitos que ganhou bastante notoriedade, nos últimos anos é o da Internet das Coisas (IoT). Neste paradigma, muitas "coisas" estão conectadas à "internet" com *softwares* e sensores capazes de coletar, processar e armazenar informações de forma controlada e/ou autônoma. Isto proporciona uma maior integração do mundo físico com sistemas baseadas em computadores possibilitando o surgimento de novos serviços, mais eficientes, e com menores custos [34, 35].

A conectividade entre os SE são comumente realizados por meio de módulos de redes, que compõem a plataforma principal, ou são comercializados separadamente como placas de expansão, conhecidas na comunidade Arduino por *Shields*. Estes módulos possuem diferentes recursos e são divididos entre duas categorias distintas: (i) por conexão cabeada, conhecidos como módulos *Ethernet*; (ii) por comunicação sem fio, conhecidos como módulos *wireless* [36].

Os módulos *Ethernet* permitem que os microcontroladores conectem a internet por meio de uma rede cabeada. Para cada módulo comercializado são encontradas bibliotecas de *software* que abstraem as camadas inferiores à camada de aplicação no modelo TCP/IP,

evitando a necessidade de utilizar a programação de baixo nível [37]. A grande vantagem da rede física em relação a do modelo sem fio é a estabilidade do sinal. Os módulos *wireless*, por outro lado, são placas que permitem os microcontroladores conectarem a outros periféricos via conexão sem fio. Estes módulos recebem a designação de Wi-Fi por implementarem o padrão IEEE 802.11 para conectar-se a uma rede.

### 2.4.1 O módulo ESP8266

Uma solução com wifi nativo, que surgiu em 2014, foi o CI ESP8266 [38]. Este CI, projetado pela empresa chinesa Espressif, popularizou-se rapidamente no mercado por apresentar muitos recursos, operar em ultra-baixa-potência e ser de baixo-custo. Este CI possui conexão padrão IEEE 802.11 b/g/n podendo operar como Ponto de Acesso (*Access Point*), Estação (*Station*) e ambos, ao mesmo tempo (*Access Point + Station*) [39].

O CI ESP8266 possui um processador RISC de 32 bits, Tensilica Xtensa LX106, com frequência de operação de 80–160 MHz, 16 pinos de GPIOs, PWM, ADC de 10 bits, SPI, I2C, SDIO e I2S. Para operar, este CI é necessário de uma fonte de 3.3 V, alguns componentes eletrônicos e um CI de memória *Flash* para armazenamento do código-fonte [39].

As primeiras placas que chegaram no mercado com este CI foram desenvolvidas pela fabricante AI-Thinker. Estas placas ficaram rapidamente conhecidas na comunidade como família ESP. Atualmente essa família é formada por mais de 13 placas distintas (ESP-01, ESP-02, ESP-03, ..., ESP-14) com diferentes características. Estas placas, conhecidas também como Módulo ESP8266, possuem: O CI ESP8266, um CI de memória Flash, um Cristal Ressonador, Pinagem para fácil prototipagem, antena de microfita ou conector para antena externa, e demais componentes eletrônicos. A Figura 2.13 ilustra a placa mais popular a utilizar o CI ESP8266 [40].

Atualmente, a ESP-01 é comercializada por menos de US\$ 2.00 no mercado internacional<sup>1</sup> e vem com um conjunto de instruções operacionais pré-programado em sua memória de programa. Este conjunto de instruções, que recebem a designação de *firmware*, vem pré-configuradas para trabalhar com uma taxa de comunicação padrão de 115.200 ou 9.600 bauds, a depender da data de sua fabricação. O *firmware* padrão da AI-Thinker é configurado para realizar operações mediante ao recebimento de comandos AT, comumente utilizado em

<sup>1</sup>Pesquisa realizada na data de 12/06/2016 em mercados internacionais como: e-Bay e AliExpress

Figura 2.13: Placa ESP-01 baseada no módulo ESP8266



**Fonte:** Adaptado de AI-Thinker

modens, para atuar como ponte wifi.

Em virtude das novas demandas de mercado foi lançado pela Espressif o Kit de Desenvolvimento de Software (SDK) ao qual tornou-se possível desenvolver *firmwares* em outras linguagens de programação [39]. Isto permitiu adicionar novas funcionalidades ao módulo, tornando-o autônomo, com capacidade de ler dados, processar e atuar conforme instruções pré-estabelecidas.

# Capítulo 3

## Materiais e Métodos

Neste Capítulo é abordado a implementação do método oscilométrico em *Hardware* Embarcado, por meio dos seguintes tópicos: Configuração do Esfigmomanômetro Proposto, Sistema Proposto para Transdução e Condicionamento de Pressão e o Método Utilizado para Amostragem e Cálculo da Pressão Arterial.

### 3.1 Configuração do Esfigmomanômetro Proposto

O método oscilométrico consiste em analisar os pulsos oscilométricos que surgem no manguito à medida que o sangue flui pela artéria. Para isto, é necessário realizar algumas modificações no Esfigmomanômetro com objetivo de torná-lo digital. A primeira modificação é a substituição do manômetro por um transdutor de pressão. Para detectar os pulsos oscilométricos é necessário que o transdutor seja sensível o suficiente para detectar variações mínimas desta pressão. A variação desta grandeza é descrita na literatura por meio de gráficos cujas oscilações apresentam amplitudes entre 0,25 à 2 mmHg [41, 42].

Para a realização deste projeto, optou-se pelo transdutor da linha MPX, modelo 2050, fabricado pela Freescale Semiconductor Inc. Este modelo possui resposta linear na faixa compreendida entre 0 e 375 mmHg, sensibilidade de  $106,66 \frac{\mu V}{\text{mmHg}}$  e tempo de resposta de 1 ms. Outras informações sobre este transdutor podem ser consultadas no *Datasheet* em Anexo.

Outra configuração necessária no esfigmomanômetro consiste na substituição da Pêra Valvulada por uma bomba de pressão e válvula eletrônica. As especificações necessárias da bomba são: (i) taxa de compressão de 30 mmHg/s e (ii) capacidade máxima de, pelo menos, 300 mmHg. Dos requisitos para a válvula eletrônica são: (i) vazão mínima de 25,5 mmHg/s quando totalmente aberta e (ii) vazão máxima de 0,5 mmHg/s quando totalmente fechada. Estas especificações são necessárias para atingir o padrão de qualidade exigido pela norma do Inmetro/Dimel [11]. Neste projeto foi utilizado a bomba KPM14A em conjunto com a válvula eletrônica KSV05A, ilustradas na Figura 3.1.

Figura 3.1: Bomba e Válvula eletrônica utilizadas no protótipo proposto



Fonte: Autoria Própria

## 3.2 Sistema Proposto para Transdução e Condicionamento de Pressão

Após ocorrer a transdução do sinal de pressão, para uma tensão analógica, é necessário separar os pulsos oscilométricos do sinal de pressão instantânea do manguito, e, posteriormente digitaliza-los por meio de um conversor analógico–digital (ADC).

O módulo ESP8266 possui ADC próprio com resolução de 10 bits e faixa-de-operação de 0 à 1 Volt. Entretanto, este módulo apresenta pequenos “congelamentos” ao prover serviços em tempo real, que podem ocasionar a perdas de pulsos oscilométricos, fundamentais

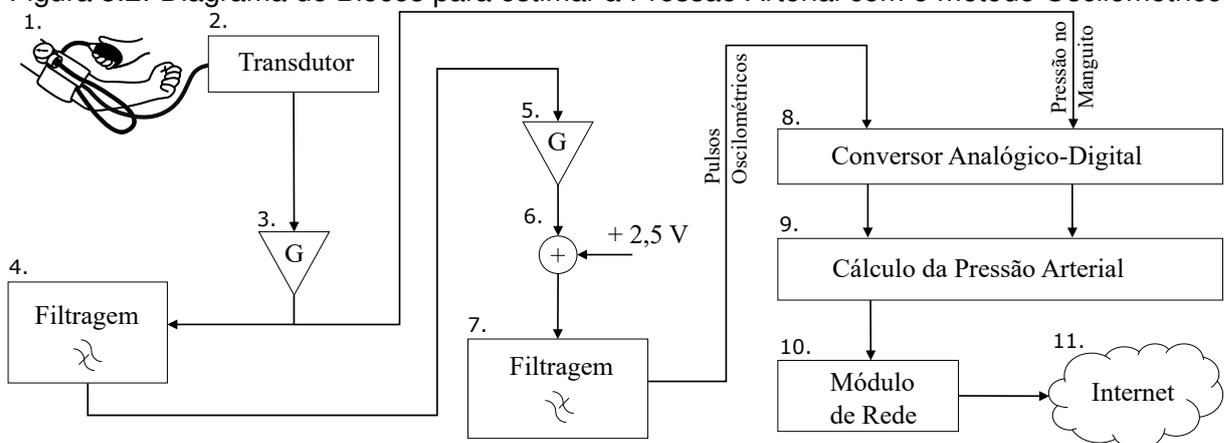
para a correta medição da PA. Esta restrição leva a divisão de processamento entre cuidar da comunicação wifi e cuidar da medição da pressão, se considerarmos a utilização de apenas esta placa no projeto.

Para contornar esta limitação do módulo ESP8266, optou-se pela utilização do módulo ESP8266 apenas como gerenciador da comunicação wifi e serviços Web adicionando o microcontrolador ATmega328p para dedicação exclusiva para cuidar da PA. A integração do módulo ESP8266 com o microcontrolador ATmega328p foi realizada por meio da comunicação serial, padrão RS-232, com intermédio de um *level shifter* para adequação dos níveis de tensão.

O microcontrolador ATmega328p possui ADC com resolução de 10 bits e diferencia-se do módulo ESP8266 por apresentar capacidade de multiplexação em até 6 canais. Os referenciais de operação do conversor do ATmega328p são o pino *Ground* e o pino *AREf*. O pino *AREf*, quando não conectado à uma fonte externa, assume a tensão típica de +5 Volts com referência ao pino *Ground* [43].

A escolha do ADC impõe restrições ao sinal de entrada, devendo ser condicionado por circuito próprio para adequação do sinal à faixa-de-operação do ADC. O circuito condicionador também é responsável por melhorar a qualidade do sinal de entrada por meio de filtros e amplificadores de instrumentação para melhores resultados [44, 45]. A Figura 3.2 ilustra o Diagrama de Blocos para estimar a Pressão Arterial com o método oscilométrico. Os 7 primeiros blocos desta figura referem-se ao condicionamento e separação dos canais do sinal de PA.

Figura 3.2: Diagrama de Blocos para estimar a Pressão Arterial com o método Oscilométrico



**Fonte:** Autoria Própria.

O bloco 1 da Figura 3.2 ilustra o manguito posicionado no braço de um paciente ao qual é responsável pela captação do sinal da PA. No bloco 2 o sinal de pressão é convertido em um sinal elétrico por intermédio de um transdutor. No bloco 3 este sinal é amplificado para adequar-se as tensões de referência do ADC. O sinal amplificado no bloco 3 segue para os blocos 4 e 8. No bloco 4 é removido todo o nível de corrente contínua (DC) e componentes de baixas-frequências que não compõem os pulsos oscilométricos. No bloco 5 os pulsos são amplificados para que possam ser quantizados em maior número de níveis. Considerando-se que os pulsos possuem componentes de tensões negativas, faz-se necessário adicionar um nível DC (*offset*) para evitar perda de informação na digitalização. A adição do nível DC ocorre no bloco 6 com valor de 2,5 volts para centralizar o sinal à faixa-de-operação do ADC. No bloco 7 são removidas as componentes de alta-frequência provenientes de interferências dos sistemas de comunicação sem fio.

O bloco 8 apresentado na Figura 3.2 é responsável pela multiplexação e digitalização do sinal de pressão do manguito e dos pulsos oscilométrico. O bloco 9 é responsável por estimar a PAS, a PAM, a PAD e o Pulso com base nos sinais digitalizados. No bloco 10 as métricas são codificadas e transmitidas por comunicação sem fio. No bloco 11 os pacotes são redirecionados para a Internet, cujo destino pode ser uma unidade de saúde ou o médico responsável.

O cálculo do ganho do bloco 3 apresentado na Figura 3.2 leva em consideração a faixa de operação desejada, a sensibilidade do transdutor e o referencial máximo do conversor. O cálculo do ganho é descrito pela Equação 3.1:

$$G = \frac{V_{\text{Sai}}}{V_{\text{Ent}}} = \frac{T_{\text{Ref}}}{P_{\text{Max}} \cdot S} \quad (3.1)$$

em que  $G$  representa o ganho;  $V_{\text{Ent}}$  e  $V_{\text{Sai}}$  as Tensões de entrada e saída, respectivamente, em volts;  $P_{\text{Max}}$  representa a Pressão Máxima desejada, em mmHg;  $T_{\text{Ref}}$  representa a Tensão de referência do ADC, em volts;  $S$  a sensibilidade do transdutor, em Volts/mmHg.

Como não existem especificações dos valores máximo de pressão do manguito, cabe ao projetista escolher um valor que consiga aliar eficiência e faixa-de-operação. Na literatura, são encontrados valores de referência entre 260 e 300 mmHg [11, 41]. Neste trabalho foi escolhido o valor empírico de  $P_{\text{Max}}$  equivalente a 280 mmHg ao qual resultou em um ganho de 167,42 vezes.

Para separar a Pressão do Manguito dos pulsos oscilométricos, é necessário remover as componentes de baixa-frequência relacionadas à pressão instantânea do manguito [44, 45]. Para isto, foi utilizado um filtro Passa–Altas de Butterworth. Este filtro é comumente utilizado em equipamentos biomédicos por apresentar banda-passante sem oscilações e atenuações significativas na banda-rejeitada. A frequência de corte escolhida foi de 5 Hz, tendo como base testes empíricos.

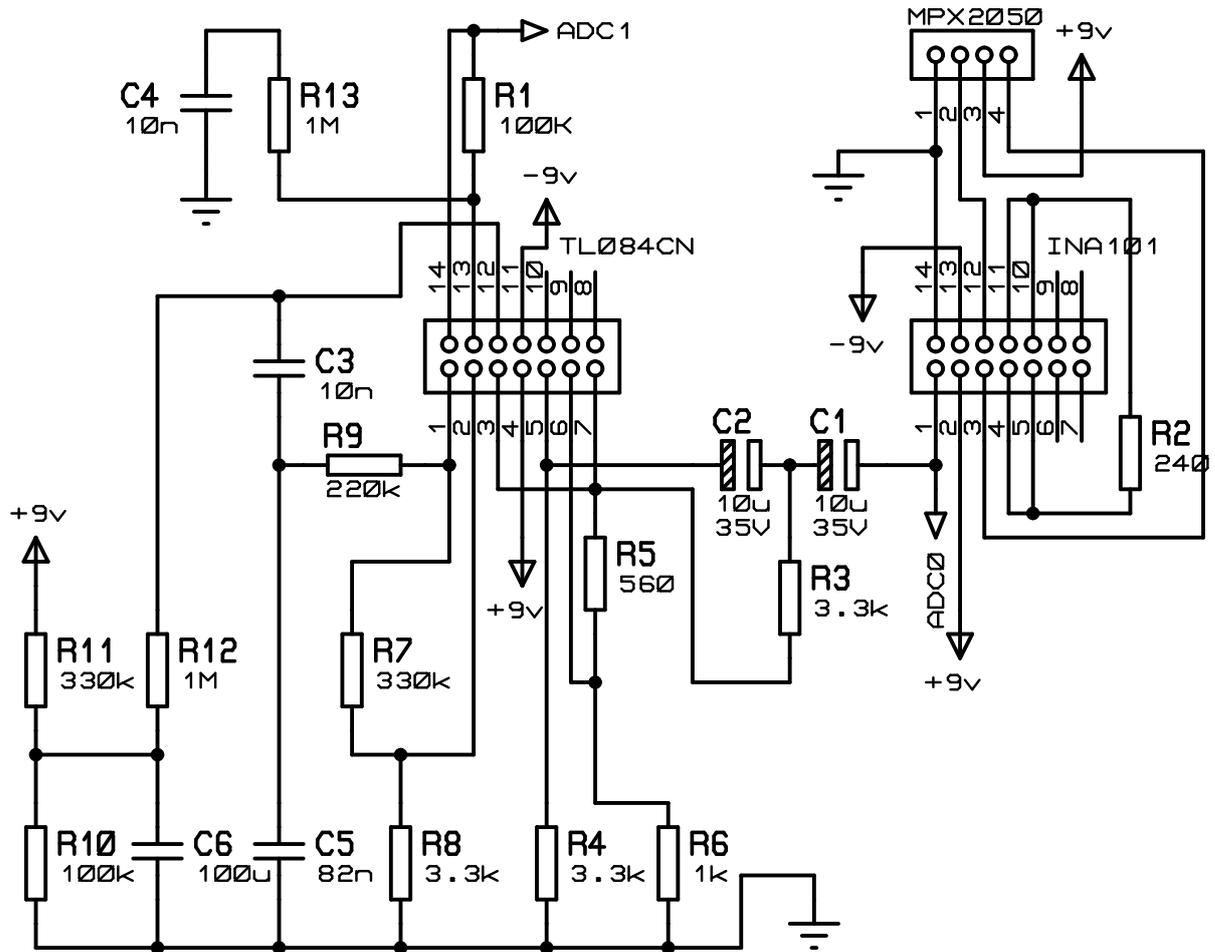
Após a remoção das componentes de baixa-frequência, os pulsos oscilométricos precisam ser amplificados para se ajustarem à faixa-de-operação do ADC. É importante ressaltar que este sinal possui tensões que variam sua polaridade, fazendo com que a adição futura do nível de referência sature os picos deste sinal.

O cálculo do ganho no bloco 5 segue o mesmo princípio descrito pela Equação 3.1. Os pulsos são então amplificados considerando que a componente positiva corresponde a até 70% da diferença pico-a-pico total. O cálculo é realizado com os seguintes parâmetros:  $P_{\max} = 1,4$ ; e  $T_{\text{ref}} = 2,5$ ; que resulta em um ganho de 16.742,12 vezes. Considerando-se que no bloco 3 já foi realizado um ganho de 167,42 vezes, o ganho adicional deverá ser de 100 vezes.

A adição do nível de referência ou *offset* no bloco 6 apresentado na Figura 3.2 permite que as componentes negativas dos pulsos oscilométricos entrem na faixa de operação do ADC. Para centralizar os pulsos no meio da faixa-de-operação do conversor, foi adicionado ao sinal dos pulsos oscilométrico o valor médio a diferença entre as tensões de referências utilizados no conversor. Para o pino *AREf* equivalente a 5 Volts, foram adicionados 2,5 Volts ao sinal dos pulsos oscilométricos. O bloco 7 é responsável pela eliminação das interferências provenientes de fontes de alimentação e/ou interferências de sistemas de telecomunicações.

O circuito eletrônico condicionador do sinal de PA é ilustrado na Figura 3.3. Este circuito compreende os blocos 2, 3, 4, 5, 6 e 7 do Diagrama de Blocos apresentado na Figura 3.2. O circuito é alimentado por uma fonte simétrica de 9 Volts de bancada, com circuito condicionador interno para remoção do ruído de 50/60 Hz. O sinal de entrada é proveniente do transdutor MPX2050 e a saída dois pinos, nomeados de ADC0 e ADC1. O ADC0 deve ser conectado à primeira entrada analógica do ATmega328p ao qual representa a pressão instantânea no manguito. O ADC1 deve ser conectado à segunda entrada analógica do ATmega328p, representando os pulsos oscilométricos.

Figura 3.3: Diagrama Elétrico do Circuito Condicionador para o Método Oscilométrico



Fonte: Autoria Própria.

A conversão de Nível Lógico para milímetros de mercúrio (mmHg) dos canais é realizada por meio da Equação 3.2:

$$P_{\text{mmHg}} = \frac{5 \cdot (U_{\text{ADC}} - B_{\text{ADC}})}{(2^{10} - 1) \cdot G \cdot S}, \quad (3.2)$$

em que  $P_{\text{mmHg}}$  representa a Pressão, em mmHg;  $U_{\text{ADC}}$  representa o valor lido pelo ADC;  $B_{\text{ADC}}$  o nível lógico para o referencial zero do sinal;  $G$  representa o ganho utilizado, em vezes;  $S$  representa a sensibilidade. Para o canal ADC0 utilizar:  $G = 167,42$  e  $B_{\text{ADC}} = 0$  e para o canal ADC1 utilizar:  $G = 167,42 \cdot 100$  e  $B_{\text{ADC}} = 2^9 - 1$ ;

### 3.3 Método Utilizado para Amostragem e Cálculo da Pressão Arterial

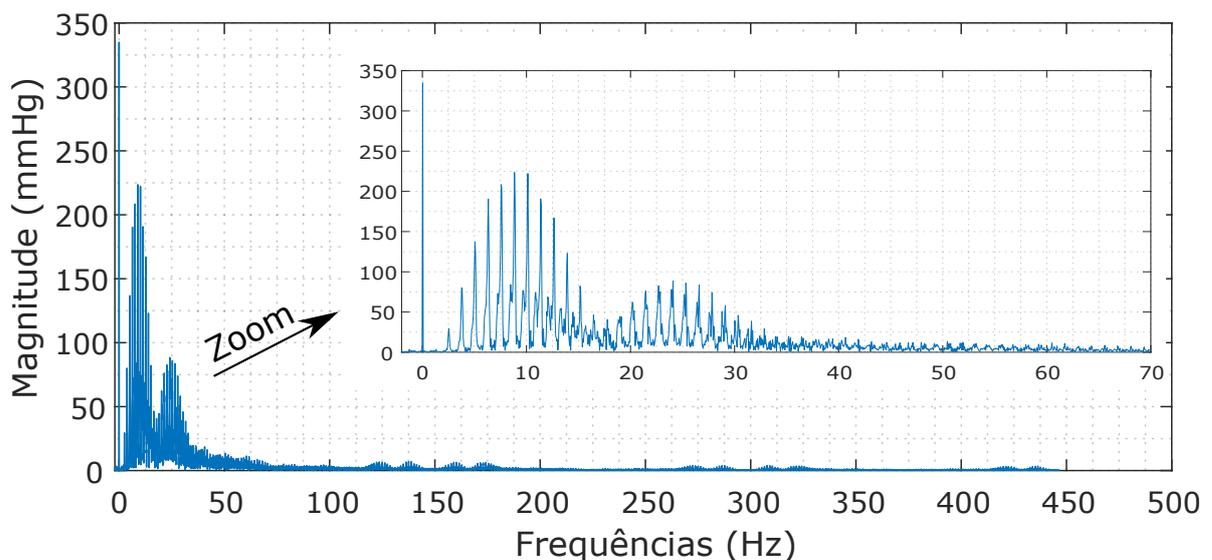
Para que seja possível detectar corretamente as métricas PAS e PAD, é necessário preservar as características dos pulsos oscilométricos durante a digitalização. Os métodos clássicos para calcular estas métricas baseiam-se na amplitude de cada pico, que comportam-se como componente de alta frequência. Pelo teorema da amostragem de Nyquist-Shannon [46, 47, 48], a frequência de amostragem mínima para que o sinal possa ser reconstituído a partir de suas amostras é definida pela Equação 3.3:

$$f_s \geq 2 \max(f_a), \quad (3.3)$$

em que  $f_s$  é a frequência de amostragem; e  $\max(f_a)$  a maior frequência presente no sinal.

Na literatura são encontrados diversos valores de referências para a Frequência de amostragem, tais como: 50-100 Amostras/s [41] e 100 Amostras/s [49]. Estes valores corroboram com a literatura quando é realizado a análise da transformada de Fourier dos pulsos oscilométricos. A Figura 3.4 ilustra a transformada de Fourier dos pulsos oscilométricos obtidos por meio de um simulador físico específico para este fim, melhor descrito no próximo capítulo.

Figura 3.4: Análise Espectral dos Pulsos Oscilométricos



Fonte: Autoria Própria.

Apesar da informação estar concentrada nas faixas compreendidas entre 3 e 40 Hz, costuma-se adotar uma frequência de amostragem muito maior que a frequência de amostragem tradicional para sinais biológicos, usualmente 10 vezes a frequência de amostragem [50]. Neste contexto, almejou-se uma frequência de amostragem entre 500 e 1 kHz.

Os ATmega328p possuem um fator de pré-escala com finalidade de garantir um menor ruído na aquisição de uma nova amostra. Por padrão, o fator de pré-escala é configurado no valor de 128. Na prática isto reduz o *clock* do ADC que passa a operar com uma frequência de 125 kHz (16 MHz/128). Para realizar a conversão, o conversor necessita de 13 ciclos completos resultando em uma frequência de amostragem de aproximadamente 9.600 Hz (125 kHz/13) [43, 51]. Esta frequência fica ainda menor quando consideradas as etapas subsequentes como a etapa de codificação.

No ATmega328p a frequência de amostragem pode ser difícil de controlar, uma vez que o microcontrolador funciona de forma sequencial devendo realizar um conjunto de instruções antes da aquisição de uma nova amostra. A análise da diferença do tempo entre cada amostra evidenciou que o microcontrolador estava trabalhando com uma frequência de amostragem de 437 Amostras/s. Para atingir os parâmetros desejados foi alterado o fator de Pré-Escala para 64 que resultou em uma frequência de amostragem de 893 Amostras/s.

Um dos grandes desafios encontrados no experimento está relacionado às limitações de memória do ATmega328p que conta apenas com 2 kBytes de SRAM. Com esta quantidade de memória só é possível memorizar até 1.000 amostras, do tipo *short* (2 Bytes/Amostra). Uma medição de PA demora entre 20 e 40 segundos [28], resultando em uma quantidade total de até 72 kBytes para uma frequência de amostragem de 900 Amostras/s.

Para superar a limitação do ATmega328p buscou-se um método para aprimorar a utilização de sua memória. O método mais viável encontrado consiste na implementação de uma janela, de tamanho N, que recebe os valores do canal oscilométrico atual e armazena-o com N-1 valores passados. Após a aquisição de um pequeno número de amostras a janela é processada extraíndo apenas os parâmetros essenciais para determinar as métricas da PA. As informações de maior relevância extraídas da janela são: diferença pico-a-pico dos pulsos oscilométricos e o valor da pressão do manguito associado a cada pulso. Após estes procedimentos, a quantidade de memória necessária para realizar a medição obteve uma redução de 97,3%. O tamanho da janela determinado experimentalmente foi de 180 amostras

e a ordem para o processamento da janela a cada 5 novas amostras.

A extração da informação da diferença de pico-a-pico ocorreu através da identificação dos pontos máximos e mínimos na janela, com auxílio de parâmetros como *threshold* e estabilidade. O *threshold* buscou determinar qual a amplitude mínima para que um pico, ou vale, fosse relacionado a um pulso oscilométrico. Antes da aplicação do *threshold* uma quantidade significativamente maior de falsos pulsos eram detectados em virtude do ruído presente no sinal. O parâmetro da estabilidade procurava determinar por quanto tempo um determinado ponto se mantinha como valor máximo ou mínimo da janela, evitando que fossem detectados falsos picos, ou falsos vales. Os valores experimentais para o *threshold* e a estabilidade foram de: 60 em nível lógico e 20 interações consecutivas.

Após a identificação do pulso é realizado uma nova aquisição de amostra da pressão imediata do manguito, associando-a ao pulso encontrado. Em virtude do atraso proveniente do processamento e otimização de memória a localização central do pulso fica comprometida causando uma pequena defasagem em função da real pressão associada ao manguito. O valor médio desta defasagem, em relação ao centro do pulso, foi de 20 ms, ao qual não acarreta grandes diferenças no cálculo da PA.

A pressão associada ao pulso de maior diferença pico-a-pico é definida como a PAM, sendo o valor de referência para normalizar os demais pulsos. Os valores para a PAS e PAD são frações fixas da PAM, respectivamente, equivalentes a: 0,5 e 0,66 segundo [28, 52] e 0,55 e 0,85 segundo [53, 41]. As frações que apresentaram melhores resultados neste trabalho foram: 0,5 e 0,66<sup>1</sup>.

---

<sup>1</sup>Nota: Estas frações não funcionaram para a frequência de amostragem de 437 Amostras/s

# Capítulo 4

## Resultados e Conclusões

Neste capítulo são apresentados os testes e resultados deste trabalho, seguidos de uma discussão geral, contribuições, publicações, conclusão e propostas de trabalhos futuros.

### 4.1 Testes e Resultados

Para avaliar a eficiência do protótipo, foi utilizado um simulador físico da Fabricante Bio-Tek Instruments Inc., modelo BP Pump 2, que modula a pressão do manguito para simular a PA do paciente. Este simulador foi confeccionado com finalidade específica de testar os esfigmomanômetros digitais e, para isto, conta com diversos recursos que vão desde simulação de uma condição de pressão, até a reprodução de sinais com patologia. A Figura 4.1 apresenta a fotografia do simulador utilizado para testar a eficiência do protótipo.

Inicialmente faz-se necessário estabelecer os parâmetros ótimos para as frações da PAS e PAD, como também, o tamanho da janela, o *threshold* e a constante de estabilidade para a melhor aproximação da medida real. Considerando as especificações do Projeto: (i) Tensão de referência  $T_{ref} = 5$  V; (ii) Frequência de Amostragem  $F_s = 893$  Amostras/s; (iii) Ganho no primeiro estágio (bloco 3)  $G_{B3} = 167,42$  vezes; (iii) Ganho no segundo estágio (bloco 5)  $G_{B5} = 100$  vezes; (iv) *Offset*  $B_{ADC} = 511$  em nível lógico; (v) Sensibilidade de  $S = 106,66 \mu\text{V}/\text{mmHg}$ ; Foram utilizados valores descritos na literatura, quando disponível, e valores empíricos baseados no método da bisseção. Os parâmetros que apresentaram melhores resultados são: (vi) Fração para a PAS: 0,5; (vii) Fração para a PAD: 0,66; (viii) Ta-

Figura 4.1: Simulador de Pressão Arterial BP Pump 2 da Bio-Tek®



Fonte: Autoria Própria.

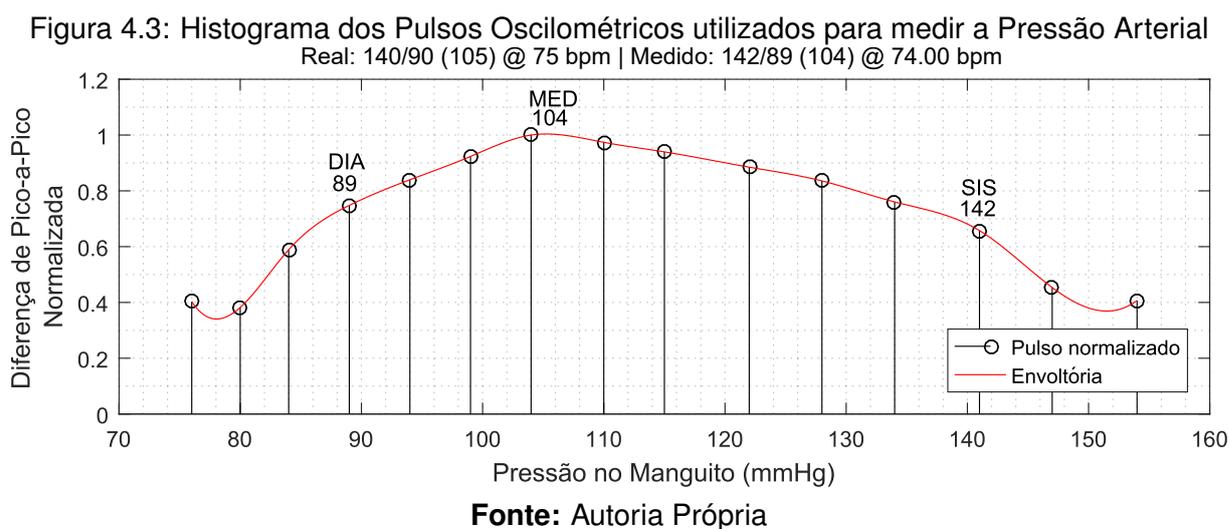
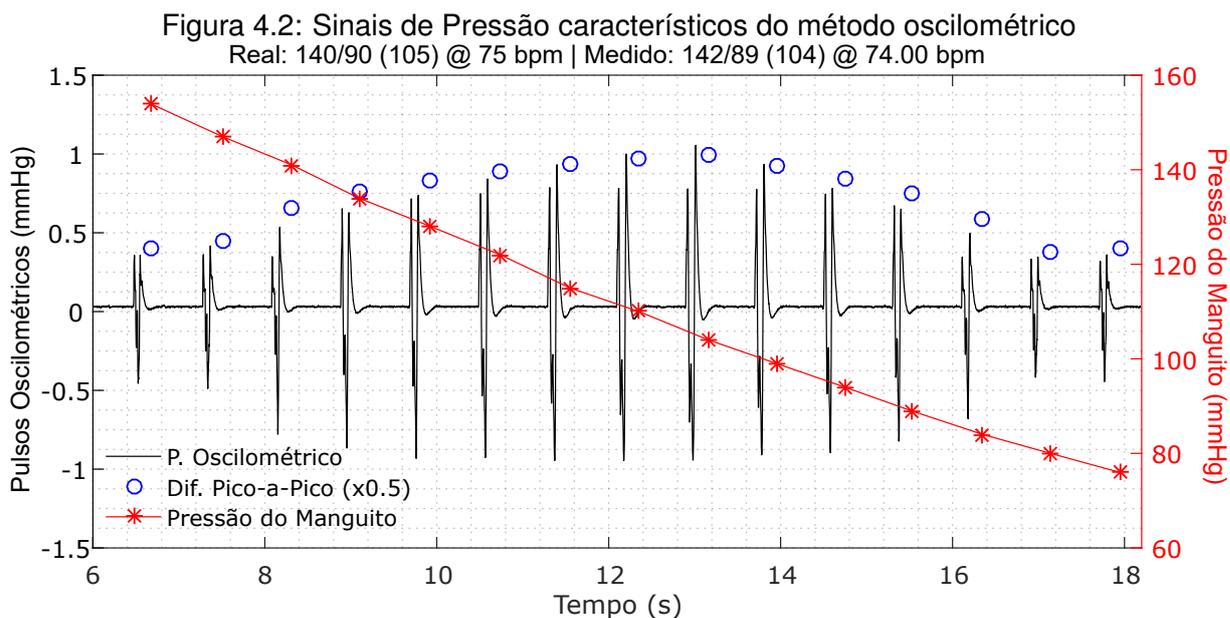
manho da Janela  $N_{Jan} = 180$ ; (ix) *threshold*  $L_{Thr} = 60$  em nível lógico; (x) Estabilidade  $L_{Est} = 20$  em iteração consecutiva.

Estes valores permitiram identificar os pulsos oscilométricos à medida que o manguito foi esvaziado. A detecção destes pulsos, junto as frações da PAS e PAD permitiram identificar a pressão arterial. A Figura 4.2 ilustra os gráficos do sinal da Pressão Imediata do Manguito, os Pulsos Oscilométricos e a diferença de pico-a-pico obtidos por meio do diagrama proposto e parâmetros descritos ao decorrer do texto. O sinal de referência utilizado foi gerado com o simulador proposto.

Outra forma de visualização do gráfico de PA é realizando o histograma das diferenças de pico-a-pico normalizadas em razão da pressão do manguito. O gráfico ilustrado pela Figura 4.3 apresenta este histograma para o mesmo sinal da Figura 4.2.

Após a realização dos ajustes de parâmetros, avaliou-se a eficiência do protótipo desenvolvido. A notação mais comum utilizada na literatura para referenciar a PA do paciente é: PAS/PAD (PAM) @ Frequência Cardíaca. Neste modelo, lê-se os três primeiros parâmetros em milímetros de mercúrio seguidos pela frequência cardíaca, lido em batimentos por minuto. Por causa de algumas restrições do simulador, por vezes não foi apresentado o valor da PAM, sendo neste caso descartada para fins de comparação.

Utilizando a notação usual da literatura, busca-se avaliar o quão próximo da medida real o protótipo conseguiu chegar. Para isto, foram testadas diferentes condições de PA que



são classificadas entre (i) Saudável, (ii) Pré-Hipertensão, (iii) Hipertensão Leve, (iv) Hipertensão Moderada e (v) Hipertensão Grave.

Os resultados obtidos são descritos na Tabela 4.1 por meio de medidas estatísticas da média e do desvio padrão. Os testes foram realizados com 3 medidas para a condição saudável e uma medida para cada uma das demais condições. Para cada medida, foram realizados 30 ensaios. A Tabela 4.2 apresenta os erros absolutos e relativos das medidas testadas.

Analisando os valores descritos nas Tabelas 4.1 e 4.2 observa-se que o protótipo

Tabela 4.1: Métricas da Pressão Arterial calculadas pelo protótipo desenvolvido em diferentes condições de saudabilidade definidas no simulador

Condição Testada	Pressão Arterial Sistólica	Pressão Arterial Diastólica	Pulso
110/70 @ 75 (Saudável)	114,87 ± 2,85	69,74 ± 2,25	75,41 ± 0,53
120/80 @ 60 (Saudável)	121,68 ± 3,45	82,87 ± 5,56	60,25 ± 0,25
120/80 @ 75 (Saudável)	122,58 ± 4,35	83,06 ± 5,90	75,11 ± 0,52
120/90 @ 90 (Pré-Hipertensão)	122,90 ± 2,97	87,65 ± 1,74	91,24 ± 1,10
140/90 @ 75 (Hipertensão leve)	144,70 ± 1,88	88,61 ± 1,76	75,29 ± 0,41
160/100 @ 75 (Hipertensão moderada)	165,29 ± 1,91	99,39 ± 2,69	75,19 ± 0,53
180/110 @ 75 (Hipertensão grave)	184,87 ± 2,78	108,87 ± 2,17	75,20 ± 0,57

Modelo: PAS/PAD @ Pulso em Batimentos por Minuto. Total de 30 ensaios válidos por condição testada. Valores Médios com seus respectivos Desvio Padrão. Todas as pressões estão em milímetros de mercúrio (mmHg).

Tabela 4.2: Erros médios e relativos do protótipo para diferentes condições de Pressão Arterial

Condição Testada	Pressão Arterial Sistólica	Pressão Arterial Diastólica	Pulso
110/70 @ 75	4,87 (4,43%)	0,26 (0,37%)	0,41 (0,55%)
120/80 @ 60	1,68 (1,40%)	2,87 (3,59%)	0,25 (0,42%)
120/80 @ 75	2,58 (2,15%)	3,06 (3,83%)	0,11 (0,15%)
120/90 @ 90	2,90 (2,42%)	2,35 (2,61%)	1,24 (1,38%)
140/90 @ 75	4,70 (3,36%)	1,39 (1,54%)	0,29 (0,39%)
160/100 @ 75	5,29 (3,31%)	0,61 (0,61%)	0,19 (0,25%)
180/110 @ 75	4,87 (2,71%)	1,13 (1,03%)	0,20 (0,27%)

Modelo: PAS/PAD @ Pulso em Batimentos por Minuto | Erro absoluto (Erro Relativo). Medidas correspondentes a da Tabela 4.1

conseguiu alcançar boas estimativas da Pressão Arterial com erros relativos máximos de 4,43% para a PAS, 3,83% para a PAD e 1,38% para a frequência cardíaca. Para fins de validação do Inmetro/Dimel, são exigidos diversos critérios para a validação, entre eles, o mínimo de 10.000 (dez mil) ensaios. Devido a restrições de tempo, foram realizados apenas 210 ensaios, sendo 30 para cada medida testada.

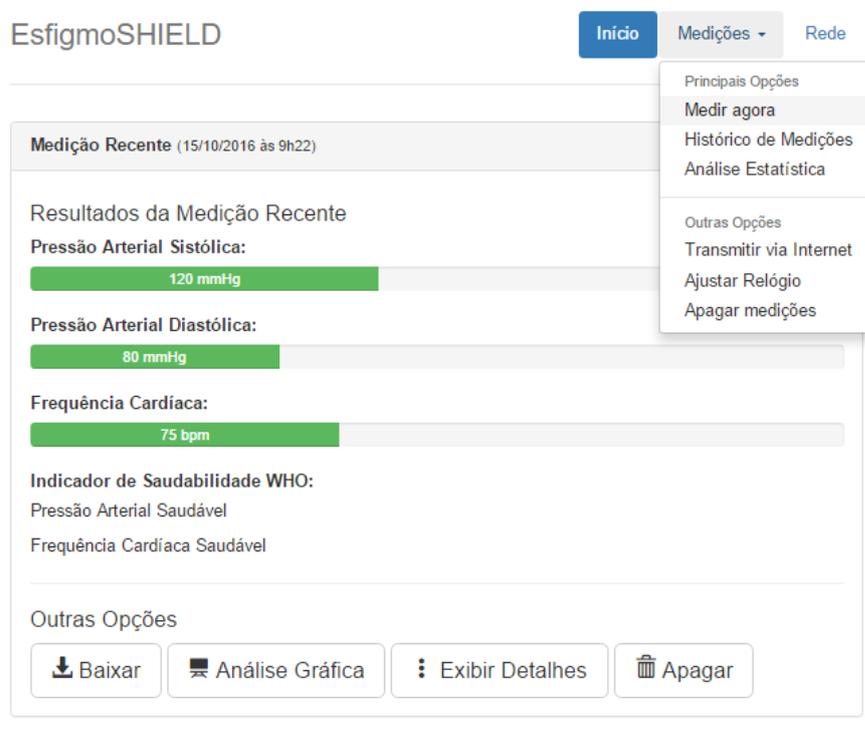
Dos requisitos exigidos, para o teste com simulador, é admitido um erro médio máximo de até 5 mmHg e desvio médio padrão de até 8 mmHg. Considerado os erros apresentados na Tabela 4.2 todas as métricas ficaram dentro dos padrões estabelecidos, com exceção da métrica PAS da medida 160/100 @ 75, condição de Hipertensão Moderada. Este fator sugere que se deve utilizar algum método alternativo para refinar estes resultados.

No Ambiente de Desenvolvimento Integrado (IDE) do Arduino, após a instalação das bibliotecas e ferramentas de *softwares* para os módulos ESP8266, tornou-se possível desenvolver e gravar um *firmware* próprio para o módulo ESP8266 [54]. Isto permitiu estabelecer

como o módulo ESP8266 tratou as informações provenientes do ATmega328p, armazenadas em sua memória Flash, e transmitindo via internet conforme programação.

Neste trabalho foi desenvolvido uma página web que fica hospeda na própria ESP8266. A página conta com diversas recursos, entre elas: (i) Iniciar medição; (ii) Histórico de medições; (iii) Indicador WHO; (iv) Análise gráfica da medição; (v) Análise gráfica do histórico de medições; (vi) Análise estatísticas; (vii) Transmissão via Internet; (viii) Configurações de Rede; (ix) Ajuste de relógio; (x) Apagar o banco de dados. A Figura 4.4 ilustra a página web desenvolvida.

Figura 4.4: Página Web destinada a gerenciar a Pressão Arterial



EsfigmoSHIELD é parte da dissertação de Mestrado de Evandson Dantas.

**Fonte:** Autoria Própria.

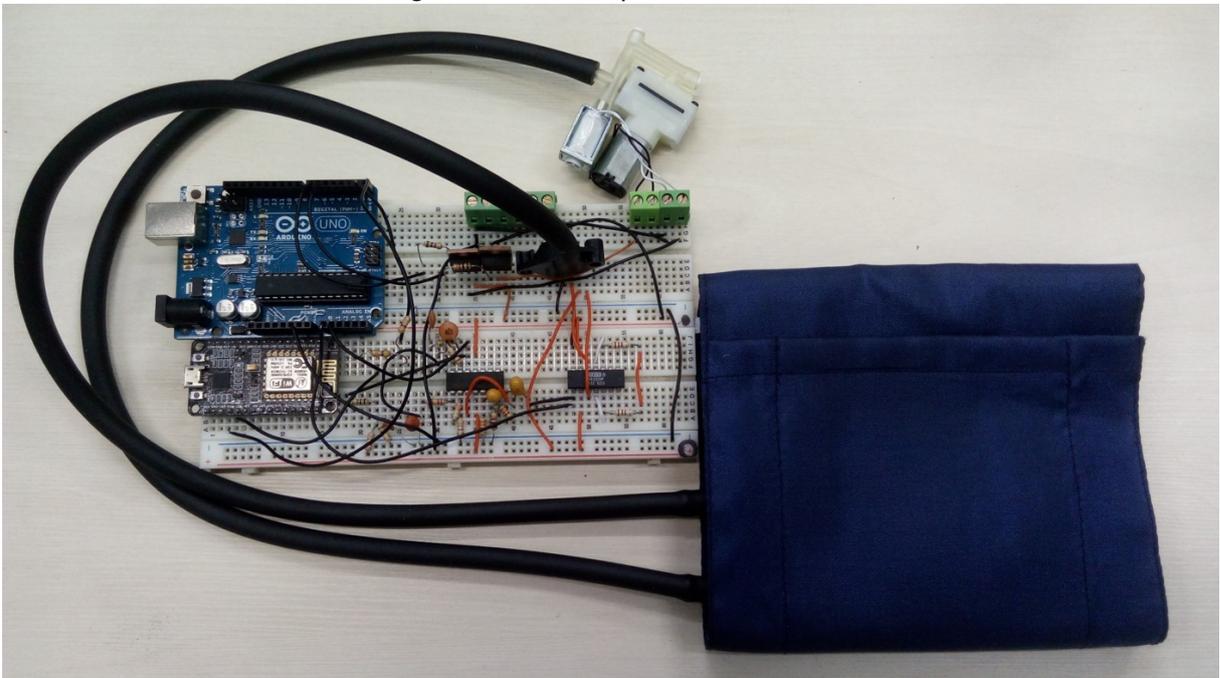
## 4.2 Discussão Geral

Sabe-se que uma leitura errada do equipamento pode induzir o médico à ministrar uma droga sem necessidade ou mascarar uma patologia do paciente. Neste sentido é importante quantificar e classificar os resultados obtidos por meio de análises estatísticas e especifica-

ções de normas vigentes. Os resultados preliminares indicam que o protótipo atendeu aos procedimentos e métodos descritos na literatura. Apesar disto, é importante ressaltar que é necessário mais refinamento, por meio de medidas auxiliares, otimização de parâmetros ou combinação entre métodos para correta identificação da pressão.

Os dados obtidos na medição foram armazenados em uma página da web, que permite ao médico acompanhar a variação da pressão ao longo do tempo, por meio da análise de gráficos gerados online. Diferentemente do exame MAPA tradicional, o protótipo desenvolvido permite a expansão por meio da implementação de algoritmos para detecção de patologias e alarmes que enviam, em tempo-real, uma requisição ao médico responsável.

Figura 4.5: Protótipo Desenvolvido



Fonte: Autoria Própria.

### 4.3 Contribuições deste trabalho

Com objetivo de confeccionar um protótipo de Esfigmomanômetro Digital foram realizados diversos estudos, desde a fundamentação teórica do sistema cardiovascular até o teste de eficácia do protótipo desenvolvido. Estes estudos desenvolveram diversas contribuições divulgadas por meio desta dissertação, sendo elas:

- (i) Desenvolvimento de circuito condicionador, baseado no método oscilométrico, para adequar o sinal de Pressão Arterial a conversores analógico-digitais presente nos microcontroladores da linha AVR;
- (ii) Desenvolvimento de método próprio para otimização da memória do ATmega328p;
- (iii) Teste de eficiência do protótipo por meio do simulador físico;
- (iv) Implementação de recursos de Internet das Coisas em um Esfigmomanômetro Digital;

## 4.4 Publicações

Durante a realização deste trabalho foram publicados 2 artigos, sendo eles:

- Artigo publicado no XLIV Congresso Brasileiro de Educação em Engenharia (COBENGE) realizado na cidade de Natal–RN entre os dias 27 e 30 de setembro de 2016, apresentado por meio da modalidade comunicação [45];
- Artigo publicado no XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB), realizado na cidade de Foz do Iguaçu–PR entre os dias 17 e 20 de outubro de 2016, apresentado por meio da modalidade apresentação oral [44];

## 4.5 Conclusão

Neste trabalho foram apresentados fundamentos básicos sobre o sistema cardiovascular e, mais especificamente, sobre a Pressão Arterial, com objetivo de confeccionar um protótipo de Esfigmomanômetro Digital. Foram abordados os principais métodos para medição da Pressão Arterial, com ênfase no método oscilométrico por meio de sua implementação em *Hardware* Embarcado. Os resultados apresentados neste trabalho apontam um erro médio de 2,83% para a Pressão Arterial Sistólica, 1,94% para a Pressão Arterial Diastólica e 0,49% para a Frequência Cardíaca. A única métrica que apresentou divergência da exigência da norma ocorreu na Pressão Arterial Sistólica para a medida de 160/90. Apesar disto, os resultados mostram-se promissores podendo ser refinados com a otimização de parâmetros e utilização de componentes eletrônicos de maior precisão, em especial a utilização de um ADC com maior resolução e melhorias na quantidade de memória RAM do microcontrolador.

O Hardware Embarcado também apresenta recursos de Internet das Coisas, ao disponibilizar continuamente os resultados em uma página web após a medição. O recurso de internet das coisas aliado ao protótipo desenvolvido aumenta a viabilidade de serviços relacionados ao Monitoramento Remoto de Pacientes pela equipe Médica.

## 4.6 Trabalhos Futuros

A fundamentação teórica juntamente com esquemáticos e códigos fornecidos neste trabalho possibilitam a realização de novos trabalhos para fomentar a área da engenharia biomédica. A seguir são enumeradas alguns possibilidades para realização de trabalhos futuros relacionados:

- (i) Aprimorar os parâmetros encontrados por meio de algoritmos de otimização, como os Algoritmos Genéticos;
- (ii) Realizar experimento em seres humanos, mediante a aprovação do comitê de ética;
- (iii) Desenvolver uma unidade de banco de dados com serviços para históricos completos e estudos de sinais;
- (iv) Desenvolver e implementar novos métodos para detecção de patologias;
- (v) Análisar a eficácia de drogas na Pressão Arterial;
- (vi) Utilizar de conversores analógico-digitais (ADC) mais precisos, juntamente com processadores mais rápido e com maiores capacidades de memória RAM;

## Referências Bibliográficas

- [1] L. Aquino, “As interfaces entre indústria 4.0, internet das coisas iot, m2m & integração de sistemas de automação industrial,” feb 2016. Disponível em <<https://www.linkedin.com/pulse/interfaces-entre-industria-40-internet-das-coisas-iot-luiz-aquino>> Acesso: 07/07/2016. Citado na Página 2.
- [2] P. R. Kolhe, M. H. Tharkar, R. M. Dharskar, and P. P. Kolhe, “Impact of embedded system in modern life,” *IPASJ International Journal of Computer Science (IIJCS)*, vol. 2, pp. 36–42, oct 2014. Disponível em <<http://ipasj.org/IIJCS/Volume2Issue10/IIJCS-2014-09-26-2.pdf>> Acesso: 18/09/2016. Citado na Página 2.
- [3] P. America, *Embedded Systems in Healthcare*. Eindhoven, the Netherlands: Philips Research, 2008. Disponível em <[http://www.artist-embedded.org/docs/Events/2008/IndustrialApplications/SLIDES/ArtistDesign\\_Phillips\\_Rome\\_nov\\_08.pdf](http://www.artist-embedded.org/docs/Events/2008/IndustrialApplications/SLIDES/ArtistDesign_Phillips_Rome_nov_08.pdf)> Acesso: 22/07/2016. Citado nas Páginas: 2, 3 e 4.
- [4] UK Blood Pressure Association, “What is blood pressure?,” aug 2008. Disponível em <<http://www.bloodpressureuk.org/BloodPressureandyou/Thebasics/Bloodpressure>> Acesso: 12/05/2016. Citado na Página 3.
- [5] American Heart Association, “Understanding blood pressure readings,” aug 2016. Disponível em <[http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/HighBloodPressure/AboutHighBloodPressure/Understanding-Blood-Pressure-Readings\\_UCM\\_301764\\_Article.jsp](http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/HighBloodPressure/AboutHighBloodPressure/Understanding-Blood-Pressure-Readings_UCM_301764_Article.jsp)> Acesso: 12/09/2016. Citado na Página 3.

- [6] Menscap, “Invasive blood pressure,” aug 2012. Disponível em <<http://www.memscap.com/applications-and-market-segments/medical-and-biomedical/invasive-blood-pressure>> Acesso: 16/09/2016. Citado na Página 3.
- [7] L. Introcaso, “História da medida da pressão arterial – 100 anos do esfigmomanômetro,” *Caminhos da Cardiologia*, vol. 67, no. 5, pp. 305–311, 1996. Disponível em: <<http://publicacoes.cardiol.br/abc/1996/6705/67050001.pdf>> Acesso: 29/06/2016. Citado nas Páginas: 3, 21, 22 e 23.
- [8] Incoterm®, “Esfigmomanômetro aneróide,” 2016. Disponível em: <http://www.medjet.com.br/produto/esf/esf/811/12> Acesso: 21/09/2016. Citado na Página 4.
- [9] J. Landgraf, S. H. Wishner, and R. A. Kloner, “Comparison of automated oscillometric versus auscultatory blood pressure measurement,” *The American Journal of Cardiology*, vol. 106, pp. 386–388, aug 2010. Disponível em <<http://www.suntechmed.com/blog/entry/4-bp-measurement/56>> Acesso: 05/08/2016. Citado na Página 3.
- [10] M. G. Myers, “Why automated office blood pressure should now replace the mercury sphygmomanometer,” *The Journal of Clinical Hypertension*, vol. 12, pp. 478–480, may 2010. Disponível em <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20629808>> Acesso: 05/08/2016. Citado na Página 3.
- [11] Serviço Público Federal, *Portaria Inmetro n.º 096, de 20 de março de 2008*. INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL, Prédio da Rua Santa Alexandrina, Rua: Santa Alexandrina, 416, Rio Comprido - Rio de Janeiro - RJ. CEP: 20261-232, 96 ed., mar 2008. Disponível em <<http://www.inmetro.gov.br/legislacao/rtac/pdf/RTAC001287.pdf>> Acesso: 09/04/2016. Citado nas Páginas: 4, 5, 27 e 29.
- [12] E. Prado, “Monitoramento remoto de pacientes reduz custos,” may 2015. Disponível em <<http://saudebusiness.com/monitoramento-remoto-de-pacientes-reduz-custos/>> Acesso: 13/05/2016. Citado nas Páginas: 4 e 5.

- [13] World Health Organization, “Interactive map: Prevalence of raised blood pressure,” may 2015. Disponível em <[http://gamapserver.who.int/gho/interactive\\_charts/ncd/risk\\_factors/blood\\_pressure\\_mean/atlas.html](http://gamapserver.who.int/gho/interactive_charts/ncd/risk_factors/blood_pressure_mean/atlas.html)> Acesso: 25/04/2016. Citado na Página 5.
- [14] Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), “Hipertensão arterial,” jun 2010. Disponível em <<http://rebrats.saude.gov.br/publicacoes?download=42:saude-e-economia-hipertensao-arterial>> Acesso: 12/03/2015. Citado na Página 5.
- [15] P. L. Moraes, “Sistema circulatório,” 2016. Disponível em: <http://alunosonline.uol.com.br/biologia/sistema-circulatorio.html> Acesso: 20/09/2016. Citado na Página 8.
- [16] R. E. Klabunde, *Cardiovascular Physiology Concepts*. 351 West Camden Street, Baltimore, MD 21201: Lippincott Williams & Wilkins, 2nd ed., 2012. Editor homepage: <<http://www.lww.com>>. Citado nas Páginas: 8, 9, 10, 15 e 16.
- [17] J. Moini, *Anatomy and Physiology of the Cardiovascular System*. Jones and Bartlett Publishers, 2013. ISBN-13: 9781449652609; Prévia disponível em <[http://samples.jbpub.com/9781449652609/99069\\_ch05\\_6101.pdf](http://samples.jbpub.com/9781449652609/99069_ch05_6101.pdf)> Acesso: 22/07/2016. Citado nas Páginas: 8, 10, 11, 12, 13, 15 e 16.
- [18] Equipe Toda Biologia, “Sangue humano.” Disponível em <<http://www.todabiologia.com/anatomia/sangue.htm>> Acesso: 20/07/2016. Citado nas Páginas: 8 e 9.
- [19] Fundação Sangue Nativo, “O que é sangue?.” Disponível em <<http://www.sanguenativo.org.br/pagina/page/408/sec/20/curiosidades>> Acesso: 20/07/2016. Citado na Página 9.
- [20] H. K. Walker, W. D. Hall, and J. W. Hurst, *Clinical Methods: The History, Physical, and Laboratory Examinations*. Atlanta, Georgia: Emory University School of Medicine, 1990. Disponível em <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK201/>> Acesso: 20/09/2016. Citado na Página 9.

- [21] M. F. O'Rourke and A. P. Avolio, "Pulsatile flow and pressure in human systemic arteries. studies in man and in a multibranch model of the human systemic arterial tree," *Circulation Research*, vol. 46, no. 3, pp. 363–372, 1980. Disponível em <<http://circres.ahajournals.org/content/46/3/363>> Acesso: 18/09/2016. Citado na Página 9.
- [22] Equipe Aula de Anatomia, "Vasos sanguíneos." Disponível em <<http://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-cardiovascular/vasos-sanguineos/>> Acesso: 21/08/2016. Citado na Página 10.
- [23] Aula de Anatomia, "Coração," Desde 2001. Disponível em <<http://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-cardiovascular/coracao/>> Acesso: 12/05/2016. Citado nas Páginas: 11 e 13.
- [24] C. Bianco, "Câmaras e válvulas do coração," 2013. Disponível em <<http://saude.hsw.uol.com.br/coracao1.htm>> Acesso: 18/05/2016. Citado nas Páginas: 11, 12 e 13.
- [25] D. C. Meldau, "Valvas e válvulas cardíacas," 2006. Disponível em <<http://www.infoescola.com/sistema-circulatorio/valvulas-cardiacas/>> Acesso: 22/08/2016. Citado na Página 12.
- [26] D. U. Silverthorn, *Fisiologia Humana: Uma Abordagem Integrada*. ArtMed, 5th ed., 2010. Prévia disponível em <<https://books.google.com.br/books?id=vFlJYPy-Ye4C>> Acesso: 28/07/2016. Citado nas Páginas: 13, 14, 15, 17 e 18.
- [27] OSCE Skills, "Blood pressure (bp) measurement," 2016. Disponível em <<http://www.osceskills.com/e-learning/subjects/blood-pressure-measurement/>> Acesso: 12/08/2016. Citado nas Páginas: 18 e 19.
- [28] M. Cerulli, "O método oscilométrico de medição da pressão arterial," *Revista Hipertensão*, vol. 3, pp. 110–115, out 2000. Disponível em: <<http://www.sbh.org.br/revistas/2000/num3/parte7.pdf>> Acesso: 05/10/2016. Citado nas Páginas: 20, 33 e 34.

- [29] A. Nara, M. P. Burns, and W. G. Downs, *Blood pressure: Automated non-invasive measurement*. Medical Electron, 1th ed., dec 1996. Prévia disponível em <<https://books.google.com.br/books?id=vFlJYPy-Ye4C>> Acesso: 13/5/2016. Citado na Página 20.
- [30] H. R. A. de Resende, A. L. Filadelpho, A. J. Birck, G. R. Inforzato, R. S. Margarido, D. N. Lima, and C. A. S. Júnior, “A anatomia de willian harvey,” *REVISTA CIENTÍFICA ELETÔNICA DE MEDICINA VETERINÁRIA*, no. 11, p. 5, 2008. Disponível em: <[http://faef.revista.inf.br/imagens\\_arquivos/arquivos\\_destaque/oylikBVlmXHQYT3\\_2013-6-17-16-20-38.pdf](http://faef.revista.inf.br/imagens_arquivos/arquivos_destaque/oylikBVlmXHQYT3_2013-6-17-16-20-38.pdf)> Acesso: 03/07/2016. Citado na Página 21.
- [31] E. O'Brien and D. Fitzgerald, “The history of blood pressure measurement.” Macmillan Press Ltd, 1994. Disponível em: <<http://www.eoinobrien.org/wp-content/uploads/2008/08/The-history-of-blood-pressure-measurement-J.-of-Human-Hyp.-1994.pdf>> Acesso: 29/06/2016. Citado nas Páginas: 21 e 22.
- [32] N. S. Korotkov, “Experiments for determining the strength of arterial collaterals,” 1910. Dissertation, Imperial Military Medical Academy, St. Petersburg, Russia. Citado na Página 22.
- [33] Health Boosters, “The history of blood pressure monitoring.” electronic, 1994. Disponível em <<http://blog.withings.com/2014/05/21/the-history-of-blood-pressure/>> Acesso: 29/02/2016. Citado na Página 23.
- [34] O. Vermesan and P. Friess, *Internet of Things: Converging Technologies for Smart Environments and Integrated Ecosystems*. River, 1th ed., 2013. Citado na Página 23.
- [35] J. Morgan, “A simple explanation of the internet of things,” *Forbes*, may 2014. Disponível em: <<http://www.forbes.com/sites/jacobmorgan/2014/05/13/simple-explanation-internet-things-that-anyone-can-understand/>> Acesso: 11/4/2016. Citado na Página 23.

- [36] Reddit Community, "A simple explanation of 'the internet of things'." Disponível em: <[https://www.reddit.com/r/arduino/comments/2exo24/wifi\\_vs\\_ethernet\\_shield/](https://www.reddit.com/r/arduino/comments/2exo24/wifi_vs_ethernet_shield/)> Acesso: 11/4/2016. Citado na Página 23.
- [37] Arduino/Genuino Team, "Libraries." Disponível em: <<https://www.arduino.cc/en/Reference/Libraries>> Acesso: 13/10/2016. Citado na Página 24.
- [38] B. Benchoff, "New chip alert: The esp8266 wifi module (it's \$5)," aug 2014. Disponível em: <<http://hackaday.com/2014/08/26/new-chip-alert-the-esp8266-wifi-module-its-5/>> Acesso: 14/10/2016. Citado na Página 24.
- [39] Espressif, "Esp8266: A low-power, highly-integrated wifi solution." Disponível em: <<https://espressif.com/en/products/hardware/esp8266ex/overview>> Acesso: 14/10/2016. Citado nas Páginas: 24 e 25.
- [40] ESP8266 Community Wiki, "Esp8266 modules." Disponível em: <<http://www.esp8266.com/wiki/doku.php?id=esp8266-module-family>> Acesso: 14/10/2016. Citado na Página 24.
- [41] N. Townsend, "Oscillometry," *Medical Eletronics, Michaelmas Term*, vol. 1, pp. 48–54, dez 2001. Disponível em: <[https://www.robots.ox.ac.uk/~neil/teaching/lectures/med\\_elec/notes8.pdf](https://www.robots.ox.ac.uk/~neil/teaching/lectures/med_elec/notes8.pdf)> Acesso: 10/10/2016. Citado nas Páginas: 26, 29, 32 e 34.
- [42] Fluke Biomedical, "Non-invasive blood pressure monitoring," *Tutorial*, vol. 1, p. 6 pages, sep 2001. Disponível em: <[http://www.cnrood.com/amfilerating/file/download/file\\_id/1100/](http://www.cnrood.com/amfilerating/file/download/file_id/1100/)> Acesso: 12/10/2016. Citado na Página 26.
- [43] Atmel®, "Avr120: Characterization and calibration of the adc on an avr," 2016. Disponível em <[http://www.atmel.com/Images/Atmel-2559-Characterization-and-Calibration-of-the-ADC-on-an-AVR\\_ApplicationNote\\_AVR120.pdf](http://www.atmel.com/Images/Atmel-2559-Characterization-and-Calibration-of-the-ADC-on-an-AVR_ApplicationNote_AVR120.pdf)> Acesso: 22/09/2016. Citado nas Páginas: 28 e 33.
- [44] C. S. Freire, E. C. S. Dantas, P. V. E. de Souza, I. L. Barbacena, and C. S. Moreira, "Sistema embarcado de baixo custo para medição de pressão arterial usando internet

- das coisas,” *XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. 1–4, out 2016. Citado nas Páginas: 28, 30 e 41.
- [45] C. S. Freire, E. C. S. Dantas, P. V. E. de Souza, I. L. Barbacena, and C. S. Moreira, “Protótipo de esfigmomanômetro digital wi-fi para auxílio do ensino–aprendizagem em disciplinas de engenharia biomédica,” *XLIV Congresso Brasileiro de Educação em Engenharia (COBENGE)*, pp. 1–9, sep 2016. Citado nas Páginas: 28, 30 e 41.
- [46] H. Nyquist, “Certain topics in telegraph transmission theory,” *Trans. AIEE*, vol. 47, p. 617–644, apr 1928. Disponível em: [http://monoskop.org/images/2/2e/Nyquist\\_Harry\\_1928\\_Certain\\_Topics\\_in\\_Telegraph\\_Transmission\\_Theory.pdf](http://monoskop.org/images/2/2e/Nyquist_Harry_1928_Certain_Topics_in_Telegraph_Transmission_Theory.pdf) Acesso: 20/07/2014. Citado na Página 32.
- [47] C. E. Shannon, “Communication in the presence of noise,” *Proc. Institute of Radio Engineers*, vol. 37, p. 10–21, jan 1949. Reprint as classic paper in: *Proc. IEEE*, vol. 86, no. 2, (Feb. 1998), Disponível em: <http://web.stanford.edu/class/ee104/shannonpaper.pdf>, Acesso: 17/04/2014. Citado na Página 32.
- [48] D. Gabor, “Communication in the presence of noise,” *J. Inst. Elect. Eng. (London)*, vol. 93, no. 26, p. 429, 1946. Disponível em: <http://wearcam.org/gabor1946.pdf> Acesso: 05/09/2014. Citado na Página 32.
- [49] C. Arteta, J. S. Domingos, M. A. F. Pimentel, M. D. Santos, C. Chiffot, D. Springer, A. Raghu, and G. D. Clifford, “Low-cost blood pressure monitor device for developing countries,” 2011. Disponível em [http://www.robots.ox.ac.uk/~gari/papers/BP\\_Arteta\\_et\\_al.pdf](http://www.robots.ox.ac.uk/~gari/papers/BP_Arteta_et_al.pdf) Acesso: 21/08/2016. Citado na Página 32.
- [50] R. Palaniappan, *Biological Signal Analysis*. Ventus, 1th ed., 2010. Prévia disponível em <https://books.google.com.br/books?id=vFlJYPy-Ye4C> Acesso: 13/5/2016. Citado na Página 33.
- [51] G. van den Berg, “Advanced arduino adc – faster analogread(),” Mar 2014. Disponível em <http://www.microsmart.co.za/technical/2014/03/01/advanced-arduino-adc/> Acesso: 30/09/2016. Citado na Página 33.
- [52] C. F. Dourado, G. L. Ribeiro, T. B. P. Araújo, H. R. Florentino, and A. G. da Costa Júnior, “Desenvolvimento de um esfigmomanômetro digital como ferramenta de auxí-

lio no ensino prático das disciplinas de bioengenharia,” *XLII Congresso Brasileiro de Educação em Engenharia (COBENGE)*, vol. 1, p. 11 páginas, sep 2014. Disponível em: <<http://www.abenge.org.br/cobenge-2014/Artigos/129179.pdf>> Acesso: 4/4/2016. Citado na Página 34.

[53] BPM biosignals Channel, “Oscillometric blood pressure measurement,” 2014. Disponível em <<https://youtu.be/Y-NvovSaWTc>> Acesso: 04/04/2016. Citado na Página 34.

[54] ESP8266 Core Community on GitHub, “Arduino core for esp8266 wifi chip.” Disponível em: <<https://github.com/esp8266/Arduino>> Acesso: 14/10/2016. Citado na Página 38.

# Apêndice

## Código-Fonte do ATmega328p para cálculo da Pressão Arterial

```
1 /*
2  Código para Análise de Sinais de Pressão Sanguínea com Arduino/
3  Genuino.
4  16–Abr–2016 / João Pessoa–PB, Brazil.
5  Atualizado em: 11–Maio–2016.
6
7  Copyleft – 2016
8  Este código é fornecido de forma gratuita e sua utilização,
9  modificação e redistribuição são livres , desde que conste
10 o nome dos autores originais. Nenhuma forma de garantia é
11 fornecida ao utilizar este código, use por conta e risco.
12
13 Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba
14 Departamento de Engenharia Elétrica
15 Programa de Pós–Graduação em Engenharia Elétrica
16 Coordenação do Curso Superior em Engenharia Elétrica
17
18 Autores :
19 Evandson Dantas – http://lattes.cnpq.br/1792852349309532
20 Carmonízia Freire – http://lattes.cnpq.br/2558673492089257
21 Pedro Souza – http://lattes.cnpq.br/1609936492560871
22 Cleumar Moreira – http://lattes.cnpq.br/5183105830068378
23 Ilton Barbacena – http://lattes.cnpq.br/6947513452840079
24
25 Formas de uso :
26 Confeccionar circuito , tão como descrito na imagem ou PDF em
27 anexo.
28 Conectar os Pinos :
29 Pino A0 – Sinal de Pressão
30 Pino A1 – Sinal Oscilométrico
31
32 Para diferentes taxas de amostragem do ADC, leia o PDF em anexo.
33 */
```

```
33 // Dependências
34 // =====
35 // Incluir a biblioteca Average no compilador
36 // Link para download: https://github.com/MajenkoLibraries/Average/
    (Acesso em: 16/4/2016)
37 // A biblioteca Average tem direitos autorais de: Copyright (c)
    2013, Majenko Technologies.
38 #include <Average.h>
39
40 // Constantes
41 #define Debug 1 // Se definido como 1, plota
    constantemente o dt e as amostras do sinal oscilométricos
42 #define Amostras_pra_verificar 5 // Procura por pico na janela
    depois da entrada de X amostras. OBS.: A Estabilidade_mínima é
    afetada por este parâmetro em fator múltiplo.
43 #define Estabilidade_minima 20 // Define que um pico é confiável
    pela quantidade mínima de vezes encontrada na janela. Condição:
    Estabilidade_mínima < Janela_Tam
44 #define Janela_Tam 180 // Tamanho da Janela para
    procura dos picos. Este parâmetro é sensível a Frequência de
    Amostragem
45 #define Buffer_Tam 60 // Relacionado com a taxa de
    esvaziamento do manguito
46 #define Diferenca_minima 60 // Amplitude mínima pico-a-pico
    para considerar um Pulso Oscilométrico
47 #define Sistolica_razao 0.50 // Razão entre a pressão
    anterior com/o maior variação dos picos
48 #define Diastolica_razao 0.66 // Razão entre a pressão
    posterior com/o maior variação dos picos
49 #define Ref_min_adc 112 // Valor mínimo lido pelo ADC
    que representa o Ref_min_mmhg
50 #define Ref_max_adc 982 // Valor máximo lido pelo ADC
    que representa o Ref_max_mmhg
51 #define Ref_min_mmhg 32 // Valor mínimo em mmHg
    referente ao Ref_min_adc
52 #define Ref_max_mmhg 289 // Valor máximo em mmHg
    referente ao Ref_max_adc
53 #define taxa_serial 250000 // Taxa de comunicação serial (
    desejável máximo valor, para debug)
54
55 // Pré-escaladores de clock
56 const uint8_t PS_16 = (1 << ADPS2);
57 const uint8_t PS_32 = (1 << ADPS2) | (1 << ADPS0);
58 const uint8_t PS_64 = (1 << ADPS2) | (1 << ADPS1);
59 const uint8_t PS_128 = (1 << ADPS2) | (1 << ADPS1) | (1 << ADPS0);
60
61 // Buffers
62 // Para calcular a quantidade de memória, faça:
```

```

63 // Memória utilizada = (2*3*Buffer_Tam + 2*Janela_Tam) Bytes
64 Average<uint16_t> canal_1_valor(Buffer_Tam); // Canal 1 |
    Sinais de Pressão
65 Average<uint16_t> canal_2_valor_pk(Buffer_Tam); // Canal 2 |
    Valores de Pico-a-Pico do canal 2
66 Average<uint16_t> canal_2_janela(Janela_Tam); // Canal 2 |
    Janela que busca os Picos
67 Average<uint32_t> canal_2_tempo(Buffer_Tam); // Canal 2 |
    Tempo da amostra no canal 2
68
69 // Variáveis de controle global / parâmetros automáticos.
70 uint8_t contador_de_ativacao = 0; // Quanto atingir o limite ,
    checará se existe pulso na janela (evita o processamento
    desnecessário de informação)
71 uint8_t estabilidade = 0; // Contará o número de vezes
    que o pico é o da vez
72 uint16_t valor_pk = 0; // Valor Peak-Peak da vez
73 uint16_t valor_pk_anterior = 0; // Valor Peak-Peak passado
74 uint16_t canal_1 = 0; // Leitura do canal 1 (press
    ão)
75 uint16_t canal_2 = 0; // Leitura do canal 2 (
    oscilométrico)
76 uint32_t tempo_pk_atual = 0; // Armazenará o tempo do
    pico da vez (em ms)
77 uint32_t tempo_prog = 0; // Tempo anterior
78
79 void ProcuraPico() {
80
81 // Captura a diferença pico-a-pico da janela
82 valor_pk = canal_2_janela.maximum() - canal_2_janela.minimum();
83
84 // Verifica se o pico mudou, ou permanece estável
85 if (valor_pk == valor_pk_anterior){
86 // Pico estável, incrementa a estabilidade dele
87 estabilidade++;
88 // Captura a pressão do manguito
89 canal_1 = analogRead(A0);
90
91 // Verifica se está estável e tem a diferença de pico-a-pico mí
    nima
92 if ((estabilidade == Estabilidade_minima) && (Diferenca_minima <
    valor_pk)){
93 // Armazena valores pertinentes
94 canal_1_valor.push(canal_1); // Adiciona o
    valor da pressão lida do manguito ao vetor correspondente
95 canal_2_valor_pk.push(valor_pk); // Adiciona o
    valor da diferença de picos do sinal oscilométrico ao
    vetor correspondente

```

```
96     canal_2_tempo.push( millis ()-tempo_pk_atual); // Armazena a
           diferença dos tempos
97     canal_2_janela.clear(); // Limpa a
           janela de busca
98     //tempo_pk_atual = millis (); // Salva o
           tempo para o novo pico
99 }
100 }else{
101     // Pico instável, reseta as config.
102     estabilidade = 0; // Reseta a
           estabilidade
103     valor_pk_anterior = valor_pk; // Re-define o
           novo valor da diferença no valor de pico anterior
104 }
105
106 // Critério de parada final
107 // Pressão do manguito muito baixa / Buffer cheio / Tempo de aferi
           ção muito alto || millis () > 100000
108 if (canal_1 < 230 || canal_1_valor.getCount() >= Buffer_Tam ){
109     if(Debug) {
110         Serial.println ("];");
111
112         Serial.print("Tempos = [");
113         for(byte i = 0;i<canal_2_valor_pk.getCount();i++)
114             { Serial.print(canal_2_tempo.get(i)); Serial.print(" "); }
115         Serial.println ("]; % ms");
116
117         // Imprime as intensidades dos picos encontrados
118         Serial.print("Picos = [");
119         for(byte i = 0;i<canal_2_valor_pk.getCount();i++)
120             { Serial.print(canal_2_valor_pk.get(i)); Serial.print(" "); }
121         Serial.println ("]; % Adimensional");
122
123         // Imprime as pressoes associadas a estes picos
124         Serial.print("Pressao = [");
125         for(uint8_t i = 0;i<canal_2_valor_pk.getCount();i++)
126             { Serial.print(map(canal_1_valor.get(i),Ref_min_adc,Ref_max_adc,
           Ref_min_mmhg,Ref_max_mmhg)); Serial.print(" "); }
127         Serial.println ("]; % mmHg");
128         Serial.println ();Serial.println ();
129     }
130
131     // Procura pela média
132     int media_index = 0;
133     uint16_t media_valor_pk = canal_2_valor_pk.maximum(&media_index)
           ;
134     for(uint8_t i = 3; i < canal_2_valor_pk.getCount(); i++)
135         media_index = (canal_2_valor_pk.get(media_index)>
```

```
        canal_2_valor_pk.get(i))? media_index : i;
136 uint16_t media_pressao = map(canal_1_valor.get(media_index),
    Ref_min_adc, Ref_max_adc, Ref_min_mmhg, Ref_max_mmhg);
137 Serial.print("media_pressao = "); Serial.print(media_pressao);
    Serial.println("; % mmHg");
138
139 // Procura pela diastólica
140 uint16_t diastolica_index = 0;
141 for(uint8_t i = (media_index-1); ((canal_2_valor_pk.get(i) > (
    media_valor_pk*Diastolica_razao)) && (i < canal_2_valor_pk.
    getCount())); i++)
142     diastolica_index = i;
143 Serial.print("diastolica_valor = "); Serial.print(map(
    canal_1_valor.get(diastolica_index), Ref_min_adc, Ref_max_adc,
    Ref_min_mmhg, Ref_max_mmhg)); Serial.println("; % mmHg");
144
145 // Procura pela sistólica
146 uint16_t sistolica_index = 0;
147 for(uint8_t i = (media_index+1); ((canal_2_valor_pk.get(i) > (
    media_valor_pk*Sistolica_razao)) && (i > 0)); i--)
148     sistolica_index = i-1;
149 Serial.print("sistolica_valor = "); Serial.print(map(
    canal_1_valor.get(sistolica_index), Ref_min_adc, Ref_max_adc,
    Ref_min_mmhg, Ref_max_mmhg)); Serial.println("; % mmHg");
150 Serial.print("pulso = "); Serial.print(1000*60.0/(canal_2_tempo.
    get(media_index+1) - canal_2_tempo.get(media_index))); Serial
    .println("; % BPM");
151
152 if (Debug){
153     // Imprime os Detalhes
154     Serial.println(); Serial.println(); Serial.println();
155     Serial.print("Estabilidade_minima = "); Serial.print(
        Estabilidade_minima); Serial.print("; Janela_Tam = ");
156     Serial.print(Janela_Tam); Serial.print("; Buffer_Tam = ");
        Serial.print(Buffer_Tam); Serial.print("; Sistolica_razao =
        ");
157     Serial.print(Sistolica_razao); Serial.print("; Diastolica_razao
        = "); Serial.print(Diastolica_razao); Serial.println(";");
158     Serial.println(); Serial.println();
159
160     Serial.println("plotador;");
161 }
162
163 Serial.println("% Prescione Restart para reiniciar");
164 while(true) ;
165
166 }
167 }
```

```
168
169 void setup() {
170
171     // set up the ADC
172     // Remove os bits definidos na biblioteca do Arduino
173     ADCSRA &= ~PS_128;
174
175     // Escolha da pré-escala.
176     // PS_16, PS_32, PS_64 ou PS_128
177     // Clock_ADC = 16 MHz/PS_XX.
178     ADCSRA |= PS_64;
179
180     // Começo do programa
181     // Inicia a comunicação serial
182     Serial.begin(taxa_serial);
183     Serial.flush();
184
185     // Prepara para exportar o arquivo para o MatLab
186     Serial.println("clear('all');close('all');clc;");
187     Serial.println("% Digite os dados de referencia:");
188     Serial.print("x.info = ");
189     // Trava o Serial para botar o texto de referência
190     while(Serial.available()<1) delay(10);
191     // Replica a informação no Serial
192     while(Serial.available()) Serial.print(Serial.readString());
193     Serial.println(";");
194     Serial.println("% Esperando para começar");
195     // Fica preso, enquanto o manguito não estiver completamente
196     // inflado
197     while(canal_1<1023) { canal_1 = analogRead(A0); delay(1000); }
198     while(canal_1>740) canal_1 = analogRead(A0);
199     // Captura o início do programa
200     tempo_prog = micros();
201     tempo_pk_atual = millis();
202     Serial.println("x.dados = [");
203     // Inicia a captura dos dados
204 }
205
206 void loop() {
207     // Captura o valor Oscilométrico
208     canal_2 = analogRead(A1); // Sinal Oscilométrico
209
210     // Adiciona o canal oscilométrico a janela de busca
211     canal_2_janela.push(canal_2);
212
213     // Debug de informação
214     if (Debug){
```

```
215 // Escreve o período de amostragem em ms e o valor do pulso
      oscilométrico
216 Serial.print(micros() - tempo_prog); Serial.print(","); Serial.
      println(canal_2);
217 //tempo_prog = micros();
218 }
219
220 // Verifica se está na hora de procurar um novo pico
221 if (contador_de_ativacao >= Amostras_pra_verificar)
222 {
223 ProcuraPico();
224 contador_de_ativacao = 0;
225 }
226 else
227 contador_de_ativacao++;
228 }
```

## Método de detecção de Pulsos Oscilométricos Desenvolvido em MatLab

```
1 function [ymax, ymin, xmax, xmin] = Picos(eixo_y, dist_min)
2
3 tam_eixo_y = length(eixo_y);
4 xmax_tmp = [];
5 xmin_tmp = [];
6 ymax_tmp = [];
7 ymin_tmp = [];
8
9
10 for index = dist_min:dist_min:(tam_eixo_y-dist_min-floor(
    dist_min/2))
11     maior = -Inf;
12     menor = Inf;
13     aux_max = 0;    % Posição
14     aux_min = 0;    % Posição
15     %fprintf('%d, ', index);
16     for amostra = index-floor(dist_min/2):(index+dist_min+floor(
        dist_min/2)-1)
17         if (maior < eixo_y(amostra))
18             maior = eixo_y(amostra);
19             aux_max = amostra;
20         end
21         if (menor > eixo_y(amostra))
22             menor = eixo_y(amostra);
23             aux_min = amostra;
24         end
25     end
26
27     xmax_tmp = [xmax_tmp aux_max];
28     xmin_tmp = [xmin_tmp aux_min];
29     ymax_tmp = [ymax_tmp maior];
30     ymin_tmp = [ymin_tmp menor];
31
32 end
33
34     xmax = xmax_tmp;
35     xmin = xmin_tmp;
36     ymax = ymax_tmp;
37     ymin = ymin_tmp;
38
39 end
```

# **Anexo**

## **Datasheet do Transdutor de Pressão MPX2050**

# Freescale Semiconductor

MPX2050  
Rev 9, 10/2008

## 50 kPa On-Chip Temperature Compensated and Calibrated Silicon Pressure Sensors

The MPX2050 series devices are silicon piezoresistive pressure sensors providing a highly accurate and linear voltage output, directly proportional to the applied pressure. The sensor is a single, monolithic silicon diaphragm with the strain gauge and a thin-film resistor network integrated on-chip. The chip is laser trimmed for precise span and offset calibration and temperature compensation.

**MPX2050 Series**  
0 to 50 kPa (0 to 7.25 psi)  
40 mV Full Scale Span  
(Typical)

### Features

- Temperature Compensated Over 0°C to +85°C
- Unique Silicon Shear Stress Strain Gauge
- Easy to Use Chip Carrier Package Options
- Ratiometric to Supply Voltage
- Differential and Gauge Options
- ±0.25% Linearity

### Application Examples

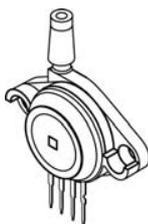
- Pump/Motor Controllers
- Robotics
- Level Indicators
- Medical Diagnostics
- Pressure Switching
- Non-Invasive Blood Pressure

ORDERING INFORMATION									
Device Name	Package Options	Case No.	# of Ports			Pressure Type			Device Marking
			None	Single	Dual	Gauge	Differential	Absolute	
<b>Unibody Package (MPX2050 Series)</b>									
MPX2050D	Tray	344	•					•	MPX2050D
MPX2050GP	Tray	344B		•		•			MPX2050GP
MPX2050DP	Tray	344C			•		•		MPX2050DP
MPX2050GSX	Tray	344F		•		•			MPX2050D

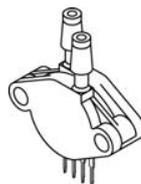
### PACKAGES



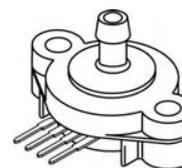
MPX2050D  
CASE 344-15



MPX2050GP  
CASE 344B-01



MPX2050DP  
CASE 344C-01



MPX2050GSX  
CASE 344F-01

Figure 1 shows a block diagram of the internal circuitry on the stand-alone pressure sensor chip.

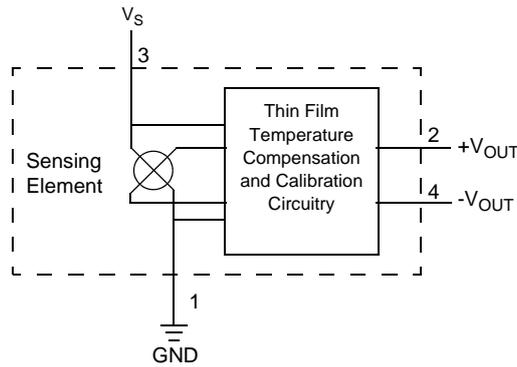


Figure 1. Temperature Compensated Pressure Sensor Schematic

### Voltage Output versus Applied Differential Pressure

The differential voltage output of the sensor is directly proportional to the differential pressure applied.

The output voltage of the differential or gauge sensor increases with increasing pressure applied to the pressure side (P1) relative to the vacuum side (P2). Similarly, output voltage increases as increasing vacuum is applied to the vacuum side (P2) relative to the pressure side (P1).

## Operating Characteristics

**Table 1. Operating Characteristics**

 ( $V_S = 10$  Vdc,  $T_A = 25^\circ\text{C}$  unless otherwise noted,  $P_1 > P_2$ )

Characteristics	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range <sup>(1)</sup>	$P_{OP}$	0	—	50	kPa
Supply Voltage <sup>(2)</sup>	$V_S$	—	10	16	Vdc
Supply Current	$I_o$	—	6.0	—	mAdc
Full Scale Span <sup>(3)</sup>	$V_{FSS}$	38.5	40	41.5	mV
Offset <sup>(4)</sup>	$V_{off}$	-1.0	—	1.0	mV
Sensitivity	$\Delta V/\Delta P$	—	0.8	—	mV/kPa
Linearity <sup>(5)</sup>	—	-0.25	—	0.25	% $V_{FSS}$
Pressure Hysteresis <sup>(5)</sup> (0 to 50 kPa)	—	—	$\pm 0.1$	—	% $V_{FSS}$
Temperature Hysteresis <sup>(5)</sup> (-40°C to +125°C)	—	—	$\pm 0.5$	—	% $V_{FSS}$
Temperature Effect on Full Scale Span <sup>(5)</sup>	$TCV_{FSS}$	-1.0	-	1.0	% $V_{FSS}$
Temperature Effect on Offset <sup>(5)</sup>	$TCV_{off}$	-1.0	-	1.0	mV
Input Impedance	$Z_{in}$	1000	-	2500	$\Omega$
Output Impedance	$Z_{out}$	1400	-	3000	$\Omega$
Response Time <sup>(6)</sup> (10% to 90%)	$t_R$	—	1.0	—	ms
Warm-Up	—	—	20	—	ms
Offset Stability <sup>(7)</sup>	—	—	$\pm 0.5$	—	% $V_{FSS}$

1. 1.0 kPa (kiloPascal) equals 0.145 psi.

2. Device is ratiometric within this specified excitation range. Operating the device above the specified excitation range may induce additional error due to device self-heating.

3. Full Scale Span ( $V_{FSS}$ ) is defined as the algebraic difference between the output voltage at full rated pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.

4. Offset ( $V_{off}$ ) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.

5. Accuracy (error budget) consists of the following:

Linearity: Output deviation from a straight line relationship with pressure, using end point method, over the specified pressure range.

Temperature Hysteresis: Output deviation at any temperature within the operating temperature range, after the temperature is cycled to and from the minimum or maximum operating temperature points, with zero differential pressure applied.

Pressure Hysteresis: Output deviation at any pressure within the specified range, when this pressure is cycled to and from the minimum or maximum rated pressure, at 25°C.

TcSpan: Output deviation at full rated pressure over the temperature range of 0 to 85°C, relative to 25°C.

TcOffset: Output deviation with minimum rated pressure applied, over the temperature range of 0 to 85°C, relative to 25°C.

6. Response Time is defined as the time for the incremental change in the output to go from 10% to 90% of its final value when subjected to a specified step change in pressure.

7. Offset stability is the product's output deviation when subjected to 1000 hours of Pulsed Pressure, Temperature Cycling with Bias Test.

## Maximum Ratings

**Table 2. Maximum Ratings<sup>(1)</sup>**

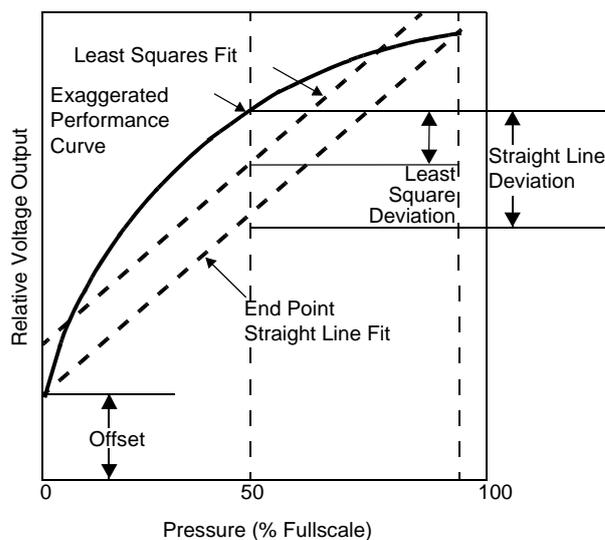
Rating	Symbol	Value	Unit
Maximum Pressure (P1 > P2)	P <sub>max</sub>	200	kPa
Storage Temperature	T <sub>stg</sub>	-40 to +125	°C
Operating Temperature	T <sub>A</sub>	-40 to +125	°C

1. Exposure beyond the specified limits may cause permanent damage or degradation to the device.

### LINEARITY

Linearity refers to how well a transducer's output follows the equation:  $V_{out} = V_{off} + \text{sensitivity} \times P$  over the operating pressure range. There are two basic methods for calculating nonlinearity: (1) end point straight line fit (see Figure 2) or (2) a least squares best line fit. While a least squares fit gives the "best case" linearity error (lower numerical value), the calculations required are burdensome.

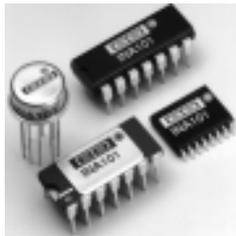
Conversely, an end point fit will give the "worst case" error (often more desirable in error budget calculations) and the calculations are more straightforward for the user. Motorola's specified pressure sensor linearities are based on the end point straight line method measured at the midrange pressure.



**Figure 2. Linearity Specification Comparison**

---

## **Datasheet do Amplificador de Instrumentação INA101 da Burr-Brown Corporation**



**INA101**

## High Accuracy INSTRUMENTATION AMPLIFIER

### FEATURES

- **LOW DRIFT:** 0.25 $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max
- **LOW OFFSET VOLTAGE:** 25 $\mu$ V max
- **LOW NONLINEARITY:** 0.002%
- **LOW NOISE:** 13nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
- **HIGH CMR:** 106dB AT 60Hz
- **HIGH INPUT IMPEDANCE:** 10<sup>10</sup> $\Omega$
- **14-PIN PLASTIC, CERAMIC DIP, SOL-16, AND TO-100 PACKAGES**

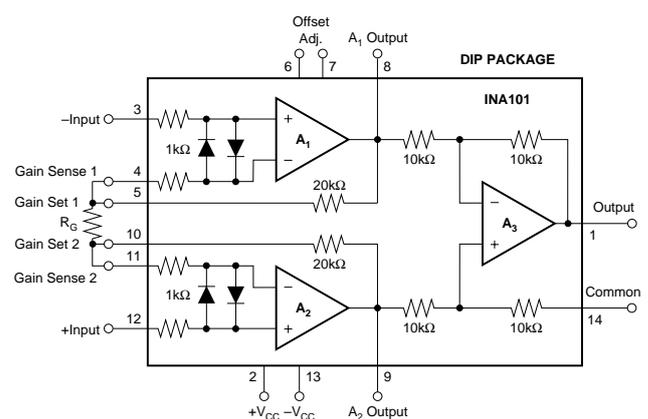
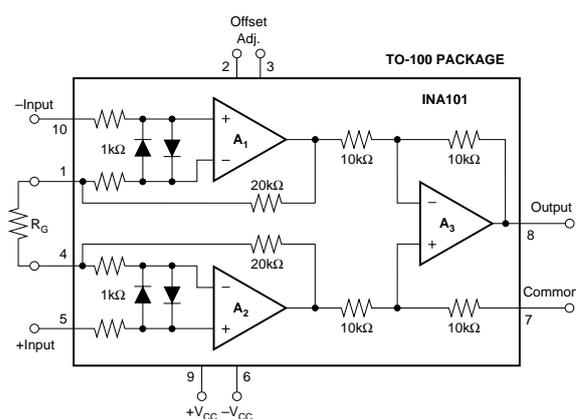
### APPLICATIONS

- **STRAIN GAGES**
- **THERMOCOUPLES**
- **RTDs**
- **REMOTE TRANSDUCERS**
- **LOW-LEVEL SIGNALS**
- **MEDICAL INSTRUMENTATION**

### DESCRIPTION

The INA101 is a high accuracy instrumentation amplifier designed for low-level signal amplification and general purpose data acquisition. Three precision op amps and laser-trimmed metal film resistors are integrated on a single monolithic integrated circuit.

The INA101 is packaged in TO-100 metal, 14-pin plastic and ceramic DIP, and SOL-16 surface-mount packages. Commercial, industrial and military temperature range models are available.



International Airport Industrial Park • Mailing Address: PO Box 11400, Tucson, AZ 85734 • Street Address: 6730 S. Tucson Blvd., Tucson, AZ 85706 • Tel: (520) 746-1111 • Twx: 910-952-1111  
Internet: <http://www.burr-brown.com/> • FAXLine: (800) 548-6133 (US/Canada Only) • Cable: BBRCORP • Telex: 066-6491 • FAX: (520) 889-1510 • Immediate Product Info: (800) 548-6132

# SPECIFICATIONS

## ELECTRICAL

At +25°C with ±15VDC power supply and in circuit of Figure 1, unless otherwise noted.

PARAMETER	INA101AM, AG			INA101SM, SG			INA101CM, CG			INA101HP, KU			UNITS
	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
<b>GAIN</b>													
Range of Gain	1		1000	*	*	*	*	*	*	*	*	*	V/V
Gain Equation		$G = 1 + (40k/R_G)$			*	*		*	*		*	*	V/V
Error from Equation, DC <sup>(1)</sup>		$\pm(0.04 + 0.00016G - 0.02/G)$	$\pm(0.1 + 0.0003G - 0.05/G)$		*	*		*	*		$\pm(0.1 + 0.00015G - 0.05/G)$	$\pm(0.3 + 0.0002G - 0.10/G)$	%
Gain Temp. Coefficient <sup>(3)</sup>													ppm/°C
G = 1		2	5		*	*		*	*		*	*	ppm/°C
G = 10		20	100		*	*		10	*		*	*	ppm/°C
G = 100		22	110		*	*		11	*		*	*	ppm/°C
G = 1000		22	110		*	*		11	*		*	*	ppm/°C
Nonlinearity, DC <sup>(2)</sup>		$\pm(0.002 + 10^{-5} G)$	$\pm(0.005 + 2 \times 10^{-5} G)$		$\pm(0.001 + 10^{-5} G)$	$\pm(0.002 + 10^{-5} G)$		$\pm(0.001 + 10^{-5} G)$	$\pm(0.002 + 10^{-5} G)$		*	*	% of p-p FS
<b>RATED OUTPUT</b>													
Voltage	±10	±12.5		*	*	*	*	*	*	*	*	*	V
Current	±5	±10		*	*	*	*	*	*	*	*	*	mA
Output Impedance		0.2			*	*		*	*		*	*	Ω
Capacitive Load		1000			*	*		*	*		*	*	pF
<b>INPUT OFFSET VOLTAGE</b>													
Initial Offset at +25°C		±(25 + 200/G)	±(50 + 400/G)		±10+100/G	±(25 + 200/G)		±(10+100/G)	±(25 + 200/G)		±(125 + 450/G)	±(250 + 900/G)	μV
vs Temperature			±(2 + 20/G)			±(0.75 + 10/G)			±(0.25 + 10/G)		±(2 + 20/G)		μV/°C
vs Supply		±(1 + 20/G)			*	*		*	*		*	*	μV/V
vs Time		±(1 + 20/G)			*	*		*	*		*	*	μV/mo
<b>INPUT BIAS CURRENT</b>													
Initial Bias Current (each input)		±15	±30		±10	*		±5	±20		*	*	nA
vs Temperature		±0.2			*	*		*	*		*	*	nA/°C
vs Supply		±0.1			*	*		*	*		*	*	nA/V
Initial Offset Current		±15	±30		±10	*		±5	±20		*	*	nA
vs Temperature		±0.5			*	*		*	*		*	*	nA/°C
<b>INPUT IMPEDANCE</b>													
Differential		10 <sup>10</sup>    3			*	*		*	*		*	*	Ω    pF
Common-mode		10 <sup>10</sup>    3			*	*		*	*		*	*	Ω    pF
<b>INPUT VOLTAGE RANGE</b>													
Range, Linear Response	±10	±12		*	*	*	*	*	*	*	*	*	V
CMR with 1kΩ Source Imbalance					*	*		*	*		*	*	
DC to 60Hz, G = 1	80	90		*	*	*	*	*	*	65	85	85	dB
DC to 60Hz, G = 10	96	106		*	*	*	*	*	*	90	95	95	dB
DC to 60Hz, G = 100 to 1000	106	110		*	*	*	*	*	*	100	105	105	dB
<b>INPUT NOISE</b>													
Input Voltage Noise					*	*		*	*		*	*	μV, p-p
$f_b = 0.01\text{Hz to }10\text{Hz}$		0.8			*	*		*	*		*	*	
Density, G = 1000					*	*		*	*		*	*	nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
$f_0 = 10\text{Hz}$		18			*	*		*	*		*	*	nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
$f_0 = 100\text{Hz}$		15			*	*		*	*		*	*	nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
$f_0 = 1\text{kHz}$		13			*	*		*	*		*	*	nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
Input Current Noise					*	*		*	*		*	*	pA, p-p
$f_b = 0.01\text{Hz to }10\text{Hz}$		50			*	*		*	*		*	*	
Density					*	*		*	*		*	*	pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$
$f_0 = 10\text{Hz}$		0.8			*	*		*	*		*	*	pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$
$f_0 = 100\text{Hz}$		0.46			*	*		*	*		*	*	pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$
$f_0 = 1\text{kHz}$		0.35			*	*		*	*		*	*	pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$
<b>DYNAMIC RESPONSE</b>													
Small Signal, ±3dB Flatness					*	*		*	*		*	*	kHz
G = 1		300			*	*		*	*		*	*	kHz
G = 10		140			*	*		*	*		*	*	kHz
G = 100		25			*	*		*	*		*	*	kHz
G = 1000		2.5			*	*		*	*		*	*	kHz
Small Signal, ±1% Flatness					*	*		*	*		*	*	kHz
G = 1		20			*	*		*	*		*	*	kHz
G = 10		10			*	*		*	*		*	*	kHz
G = 100		1			*	*		*	*		*	*	kHz
G = 1000		200			*	*		*	*		*	*	Hz
Full Power, G = 1 to 100		6.4			*	*		*	*		*	*	Hz
Slew Rate, G = 1 to 100	0.2	0.4		*	*	*	*	*	*	*	*	*	V/μs
Settling Time (0.1%)					*	*		*	*		*	*	μs
G = 1		30	40		*	*		*	*		*	*	μs
G = 100		40	55		*	*		*	*		*	*	μs
G = 1000		350	470		*	*		*	*		*	*	μs
Settling Time (0.01%)					*	*		*	*		*	*	μs
G = 1		30	45		*	*		*	*		*	*	μs
G = 100		50	70		*	*		*	*		*	*	μs
G = 1000		500	650		*	*		*	*		*	*	μs
<b>POWER SUPPLY</b>													
Rated Voltage		±15		*	*	*	*	*	*	*	*	*	V
Voltage Range	±5		±20	*	*	*	*	*	*	*	*	*	V
Current, Quiescent <sup>(2)</sup>		±6.7	±8.5	*	*	*	*	*	*	*	*	*	mA
<b>TEMPERATURE RANGE<sup>(5)</sup></b>													
Specification	-25		+85	-55		+125	*	*	*	0		+70	°C
Operation	-55		+125	*	*	*	*	*	*	-25		+85	°C
Storage	-65		+150	*	*	*	*	*	*	-40		+85	°C

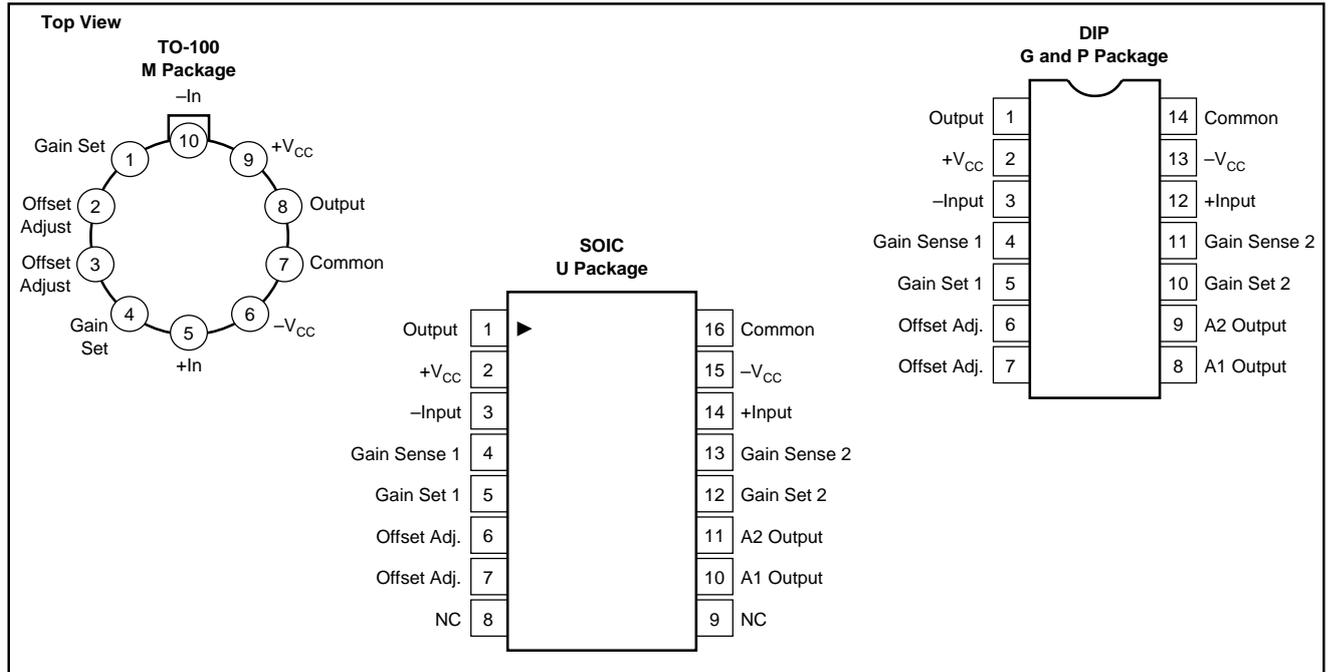
\* Specifications same as for INA101AM, AG.

NOTES: (1) Typically the tolerance of  $R_G$  will be the major source of gain error. (2) Nonlinearity is the maximum peak deviation from the best straight-line as a percentage of peak-to-peak full scale output. (3) Not including the TCR of  $R_G$ . (4) Adjustable to zero at any one gain. (5)  $\theta_{JC}$  output stage = 113°C/W,  $\theta_{JC}$  quiescent circuitry = 19°C/W,  $\theta_{CA}$  = 83°C/W.



INA101

## PIN CONFIGURATIONS



## ORDERING INFORMATION

PRODUCT	PACKAGE	TEMPERATURE RANGE
INA101AM	10-Pin Metal TO-100	-25°C to +85°C
INA101CM	10-Pin Metal TO-100	-25°C to +85°C
INA101AG	14-Pin Ceramic DIP	-25°C to +85°C
INA101CG	14-Pin Ceramic DIP	-25°C to +85°C
INA101HP	14-Pin Plastic DIP	0°C to +70°C
INA101KU	SOL-16 Surface-Mount	0°C to +70°C
INA101SG	14-Pin Ceramic DIP	-55°C to +125°C
INA101SM	10-Pin Metal TO-100	-55°C to +125°C

## ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Supply Voltage	±20V
Power Dissipation	600mW
Input Voltage Range	±V <sub>CC</sub>
Output Short Circuit (to ground)	Continuous
Operating Temperature M, G Package	-55°C to +125°C
P, U Package	-25°C to +85°C
Storage Temperature M, G Package	-65°C to +150°C
P, U Package	-40°C to +85°C
Lead Temperature (soldering, 10s) M, G, P Package	+300°C
Lead Temperature (wave soldering, 3s) U Package	+260°C

## PACKAGE INFORMATION

PRODUCT	PACKAGE	PACKAGE DRAWING NUMBER <sup>(1)</sup>
INA101AM	10-Pin Metal TO-100	007
INA101CM	10-Pin Metal TO-100	007
INA101AG	14-Pin Ceramic DIP	169
INA101CG	14-Pin Ceramic DIP	169
INA101HP	14-Pin Plastic DIP	010
INA101KU	SOL-16 Surface-Mount	211
INA101SG	14-Pin Ceramic DIP	169
INA101SM	10-Pin Metal TO-100	007

NOTE: (1) For detailed drawing and dimension table, please see end of data sheet, or Appendix D of Burr-Brown IC Data Book.



## ELECTROSTATIC DISCHARGE SENSITIVITY

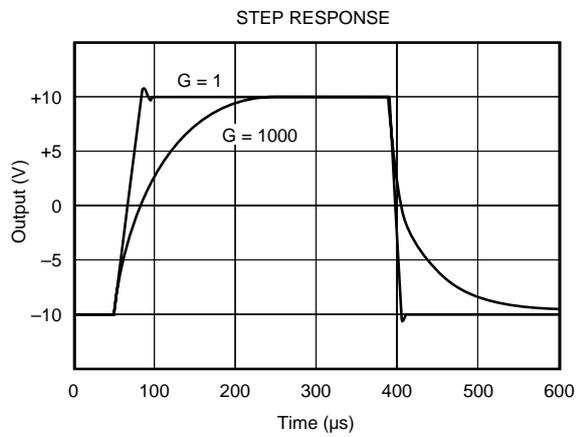
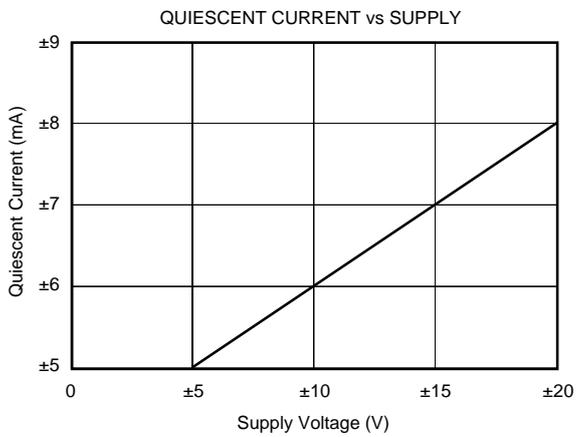
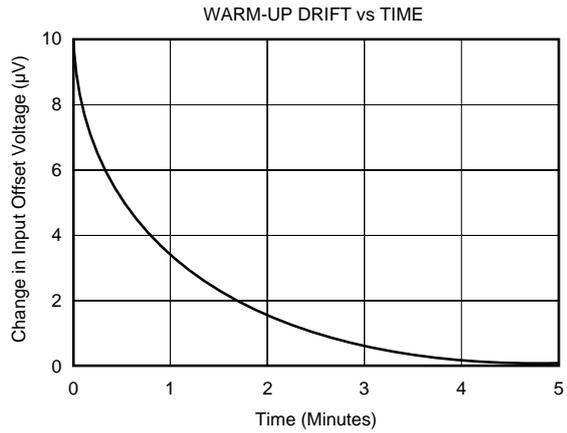
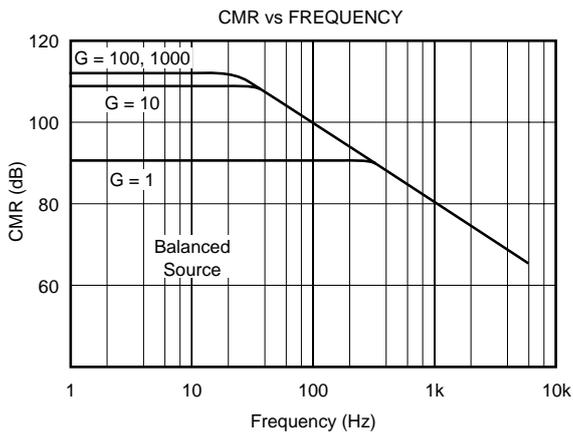
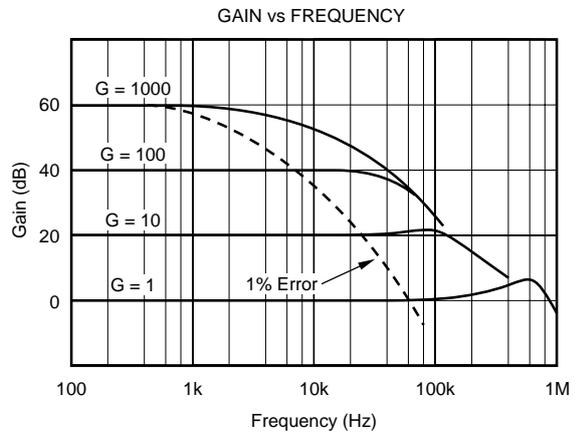
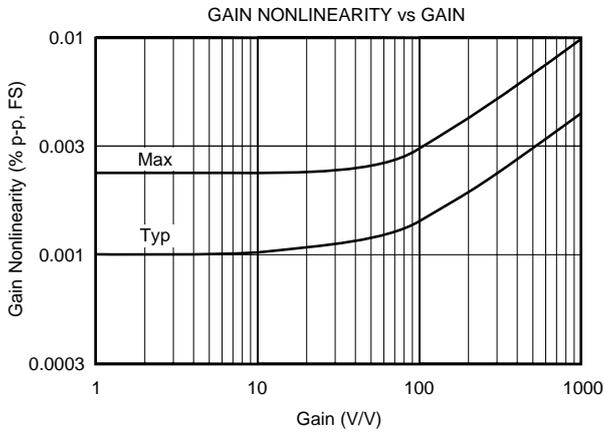
This integrated circuit can be damaged by ESD. Burr-Brown recommends that all integrated circuits be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure. Precision integrated circuits may be more susceptible to damage because very small parametric changes could cause the device not to meet its published specifications.

The information provided herein is believed to be reliable; however, BURR-BROWN assumes no responsibility for inaccuracies or omissions. BURR-BROWN assumes no responsibility for the use of this information, and all use of such information shall be entirely at the user's own risk. Prices and specifications are subject to change without notice. No patent rights or licenses to any of the circuits described herein are implied or granted to any third party. BURR-BROWN does not authorize or warrant any BURR-BROWN product for use in life support devices and/or systems.

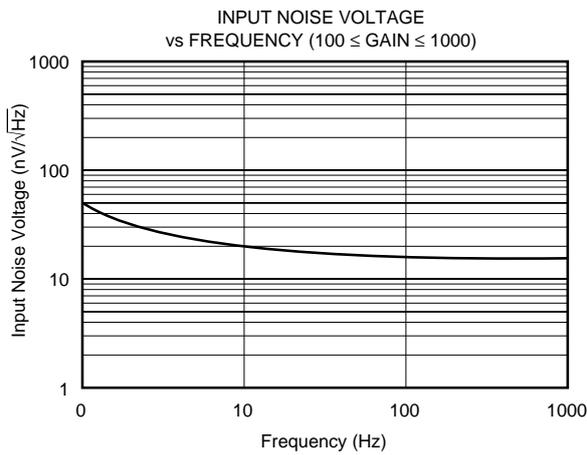
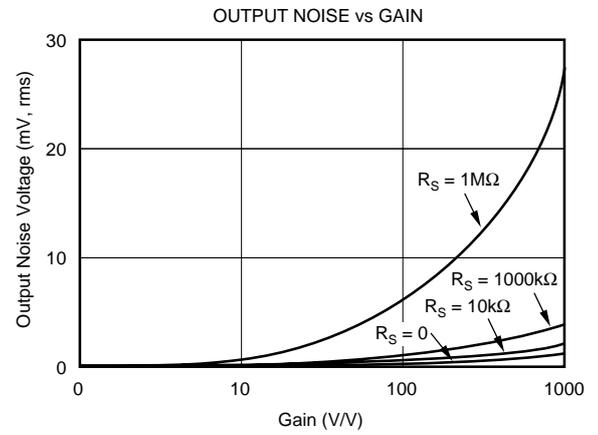
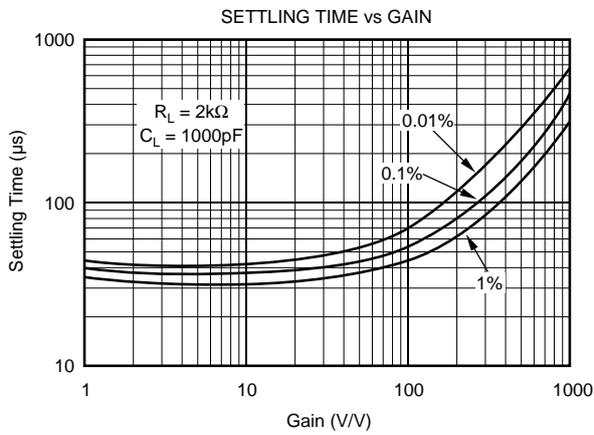
# TYPICAL PERFORMANCE CURVES

At +25°C,  $V_{CC} = \pm 15V$  unless otherwise noted.



# TYPICAL PERFORMANCE CURVES (CONT)

At +25°C,  $V_{CC} = \pm 15V$  unless otherwise noted.



## APPLICATION INFORMATION

Figure 1 shows the basic connections required for operation of the INA101. (Pin numbers shown are for the TO-100 metal package.) Applications with noisy or high impedance power supplies may require decoupling capacitors close to the device pins as shown.

The output is referred to the output Common terminal which is normally grounded. This must be a low-impedance connection to assure good common-mode rejection. A resistance greater than  $0.1\Omega$  in series with the Common pin will cause common-mode rejection to fall below 106dB.

### SETTING THE GAIN

Gain of the INA101 is set by connecting a single external resistor,  $R_G$ :

$$G = 1 + \frac{40k\Omega}{R_G} \quad (1)$$

The  $40k\Omega$  term in equation (1) comes from the sum of the two internal feedback resistors. These are on-chip metal film resistors which are laser trimmed to accurate absolute values. The accuracy and temperature coefficient of these resistors are included in the gain accuracy and drift specifications of the INA101.

The stability and temperature drift of the external gain setting resistor,  $R_G$ , also affects gain.  $R_G$ 's contribution to gain accuracy and drift can be directly inferred from the gain equation (1). Low resistor values required for high gain can make wiring resistance important. Sockets add to the wiring resistance which will contribute additional gain error (possibly an unstable gain error) in gains of approximately 100 or greater. The gain sense connections on the DIP and SOL-16 packages (see Figure 2) reduce the gain error produced by wiring or socket resistance.

## OFFSET TRIMMING

The INA101 is laser trimmed for low offset voltage and drift. Most applications require no external offset adjustment. Figure 2 shows connection of an optional potentiometer connected to the Offset Adjust pins for trimming the input offset voltage. (Pin numbers shown are for the DIP package.) Use this adjustment to null the offset voltage in high gain ( $G \geq 100$ ) with both inputs connected to ground. Do not use this adjustment to null offset produced by the source or other system offset since this will increase the offset voltage drift by  $0.3\mu\text{V}/^\circ\text{C}$  per  $100\mu\text{V}$  of adjusted offset.

Offset of the output amplifier usually dominates when the INA101 is used in unity gain ( $G = 1$ ). The output offset

voltage can be adjusted with the optional trim circuit connected to the Common pin as shown in Figure 2. The voltage applied to Common terminal is summed with the output. Low impedance must be maintained at this node to assure good common-mode rejection. The op amp connected as a buffer provides low impedance.

## THERMAL EFFECTS ON OFFSET VOLTAGE

To achieve lowest offset voltage and drift, prevent air currents from circulating near the INA101. Rapid changes in temperature will produce a thermocouple effect on the package leads that will degrade offset voltage and drift. A shield or cover that prevents air currents from flowing near the INA101 will assure best performance.

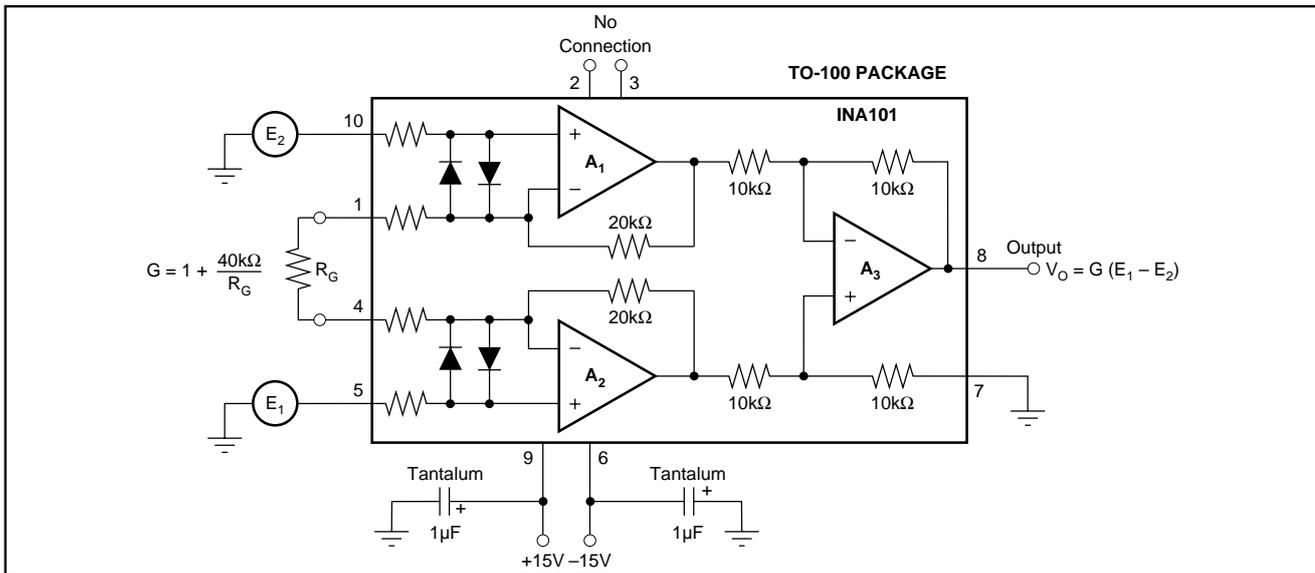


FIGURE 1. Basic Connections.

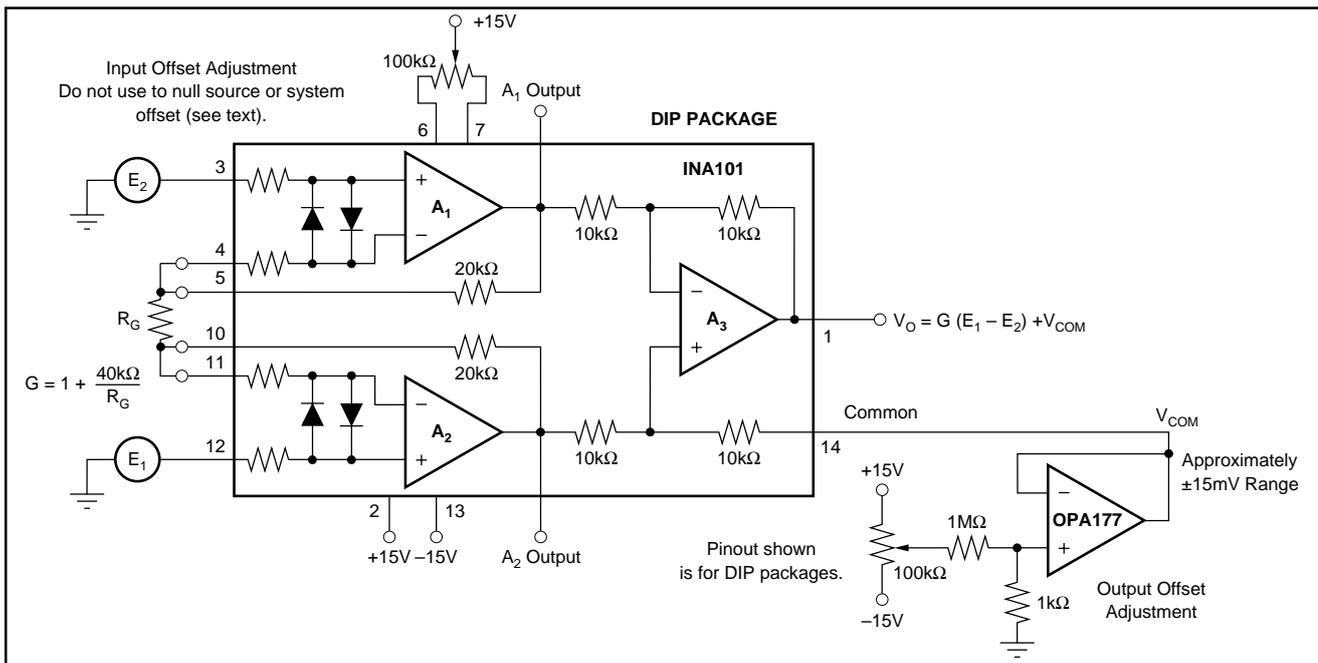


FIGURE 2. Optional Trimming of Input and Output Offset Voltage.

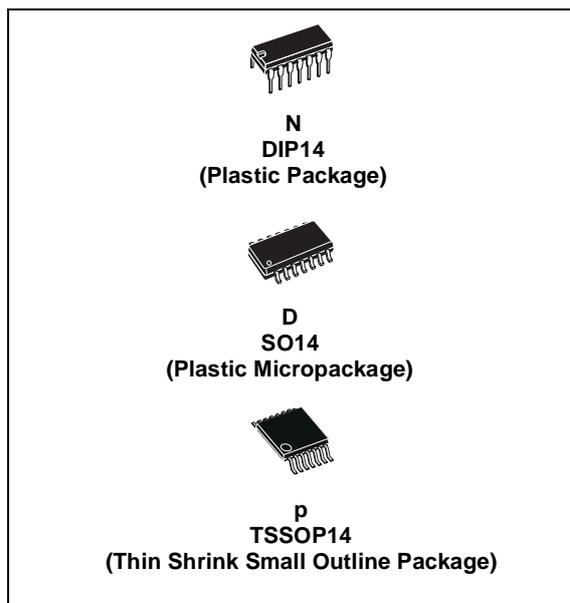
## **Datasheet do Amplificador Operacional TL084CN**



# TL084 TL084A - TL084B

## GENERAL PURPOSE J-FET QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS

- WIDE COMMON-MODE (UP TO  $V_{CC}^+$ ) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE :  $16V/\mu s$  (typ)

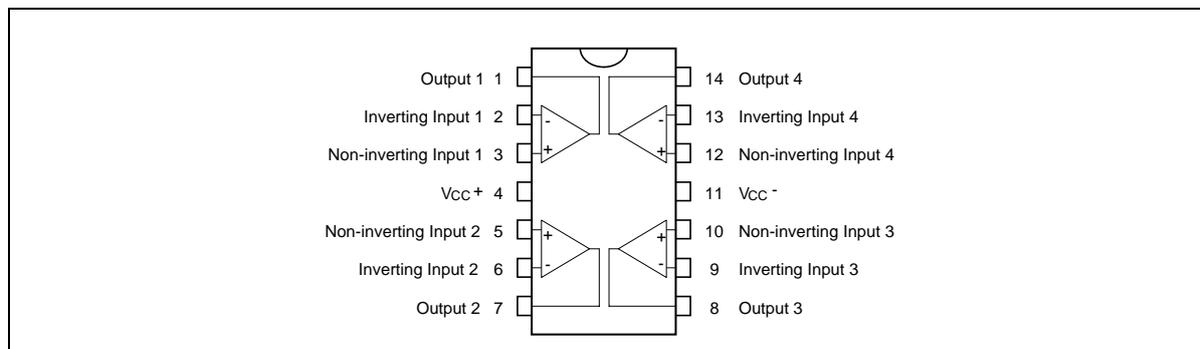


### DESCRIPTION

The TL084, TL084A and TL084B are high speed J-FET input quad operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

### PIN CONNECTIONS (top view)



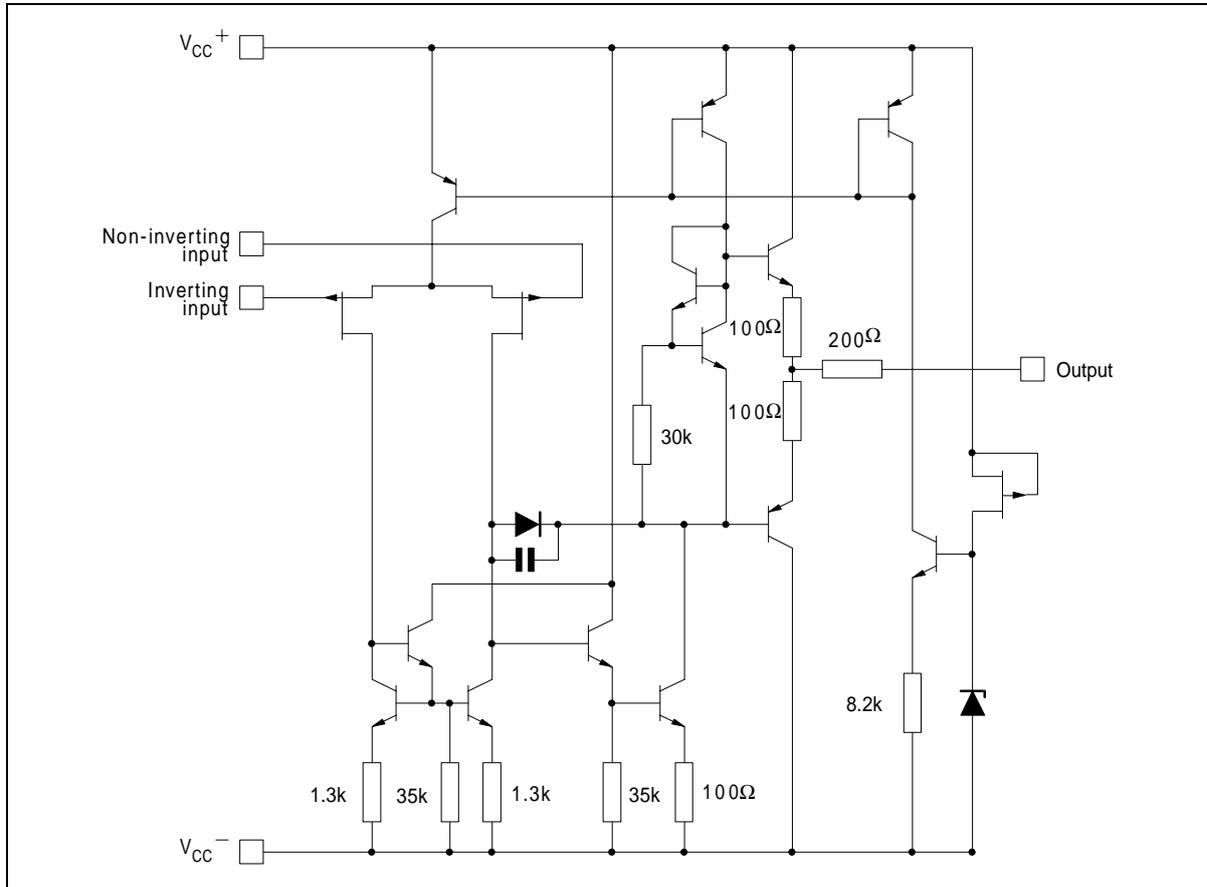
### ORDER CODE

Part Number	Temperature Range	Package		
		N	D	P
TL084M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•	•
TL084I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•	•
TL084C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•	•
<b>Example : TL084CN, TL084CD</b>				

N = Dual in Line Package (DIP)  
D = Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (DT)  
P = Thin Shrink Small Outline Package (TSSOP) - only available in Tape & Reel (PT)

# TL084 - TL084A - TL084B

## SCHEMATIC DIAGRAM (each amplifier)



## ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	TL084M, AM, BM	TL084I, AI, BI	TL084C, AC, BC	Unit
$V_{CC}$	Supply voltage - note 1)	±18			V
$V_i$	Input Voltage - note 2)	±15			V
$V_{id}$	Differential Input Voltage - note 3)	±30			V
$P_{tot}$	Power Dissipation	680			mW
	Output Short-circuit Duration - note 4)	Infinite			
$T_{oper}$	Operating Free-air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C
$T_{stg}$	Storage Temperature Range	-65 to +150			°C

1. All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between  $V_{CC}^+$  and  $V_{CC}^-$ .
2. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
3. Differential voltages are the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.

**ELECTRICAL CHARACTERISTICS**

V<sub>CC</sub> = ±15V, T<sub>amb</sub> = +25°C (unless otherwise specified)

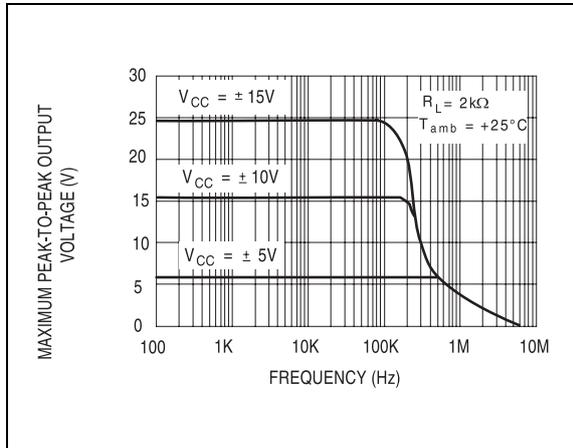
Symbol	Parameter	TL084I,M,AC,AI,AM, BC,BI,BM			TL084C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
V <sub>io</sub>	Input Offset Voltage (R <sub>S</sub> = 50Ω) T <sub>amb</sub> = +25°C T <sub>min</sub> ≤ T <sub>amb</sub> ≤ T <sub>max</sub>		3 3 1	10 6 3 13 7 5		3 10		mV
DV <sub>io</sub>	Input Offset Voltage Drift		10			10		μV/°C
I <sub>io</sub>	Input Offset Current - note 1) T <sub>amb</sub> = +25°C T <sub>min</sub> ≤ T <sub>amb</sub> ≤ T <sub>max</sub>		5	100 4		5 100 4		pA nA
I <sub>ib</sub>	Input Bias Current -note 1 T <sub>amb</sub> = +25°C T <sub>min</sub> ≤ T <sub>amb</sub> ≤ T <sub>max</sub>		20	200 20		20 400 20		pA nA
A <sub>vd</sub>	Large Signal Voltage Gain (R <sub>L</sub> = 2kΩ, V <sub>O</sub> = ±10V) T <sub>amb</sub> = +25°C T <sub>min</sub> ≤ T <sub>amb</sub> ≤ T <sub>max</sub>	50 25	200		25 15	200		V/mV
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio (R <sub>S</sub> = 50Ω) T <sub>amb</sub> = +25°C T <sub>min</sub> ≤ T <sub>amb</sub> ≤ T <sub>max</sub>	80 80	86		70 70	86		dB
I <sub>CC</sub>	Supply Current, no load, per amplifier T <sub>amb</sub> = +25°C T <sub>min</sub> ≤ T <sub>amb</sub> ≤ T <sub>max</sub>		1.4	2.5 2.5		1.4 2.5 2.5		mA
V <sub>icm</sub>	Input Common Mode Voltage Range	±11	+15 -12		±11	+15 -12		V
CMR	Common Mode Rejection Ratio (R <sub>S</sub> = 50Ω) T <sub>amb</sub> = +25°C T <sub>min</sub> ≤ T <sub>amb</sub> ≤ T <sub>max</sub>	80 80	86		70 70	86		dB
I <sub>os</sub>	Output Short-circuit Current T <sub>amb</sub> = +25°C T <sub>min</sub> ≤ T <sub>amb</sub> ≤ T <sub>max</sub>	10 10	40	60 60	10 10	40 60 60		mA
±V <sub>opp</sub>	Output Voltage Swing T <sub>amb</sub> = +25°C T <sub>min</sub> ≤ T <sub>amb</sub> ≤ T <sub>max</sub>		10 12 10 12	12 13.5		10 12 10 12	12 13.5	V
SR	Slew Rate (T <sub>amb</sub> = +25°C) V <sub>in</sub> = 10V, R <sub>L</sub> = 2kΩ, C <sub>L</sub> = 100pF, unity gain		8	16		8 16		V/μs
t <sub>r</sub>	Rise Time (T <sub>amb</sub> = +25°C) V <sub>in</sub> = 20mV, R <sub>L</sub> = 2kΩ, C <sub>L</sub> = 100pF, unity gain			0.1		0.1		μs
K <sub>ov</sub>	Overshoot (T <sub>amb</sub> = +25°C) V <sub>in</sub> = 20mV, R <sub>L</sub> = 2kΩ, C <sub>L</sub> = 100pF, unity gain			10		10		%
GBP	Gain Bandwidth Product (T <sub>amb</sub> = +25°C) V <sub>in</sub> = 10mV, R <sub>L</sub> = 2kΩ, C <sub>L</sub> = 100pF, f = 100kHz		2.5	4		2.5 4		MHz
R <sub>i</sub>	Input Resistance			10 <sup>12</sup>			10 <sup>12</sup>	Ω

## TL084 - TL084A - TL084B

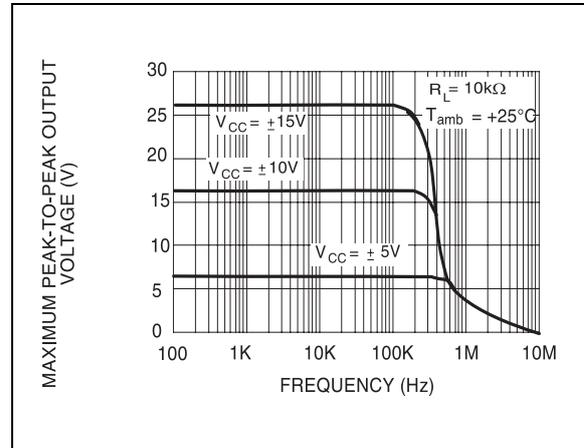
Symbol	Parameter	TL084I,M,AC,AI,AM, BC,BI,BM			TL084C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
THD	Total Harmonic Distortion ( $T_{amb} = +25^{\circ}\text{C}$ ), $f = 1\text{kHz}$ , $R_L = 2\text{k}\Omega$ , $C_L = 100\text{pF}$ , $A_v = 20\text{dB}$ , $V_o = 2V_{pp}$		0.01			0.01		%
$e_n$	Equivalent Input Noise Voltage $R_S = 100\Omega$ , $f = 1\text{KHz}$		15			15		$\frac{\text{nV}}{\sqrt{\text{Hz}}}$
$\phi_m$	Phase Margin		45			45		degrees
$V_{o1}/V_{o2}$	Channel Separation $A_v = 100$		120			120		dB

1. The input bias currents are junction leakage currents which approximately double for every 10°C increase in the junction temperature.

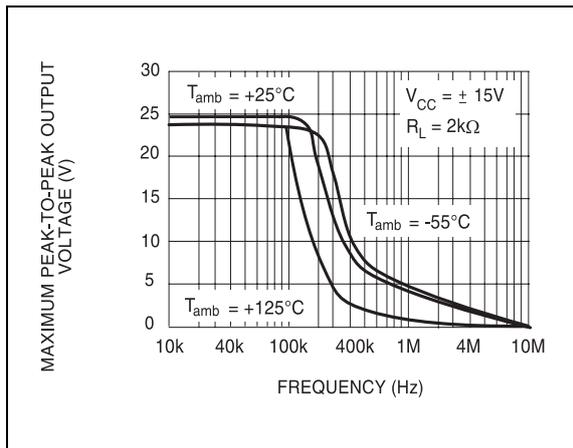
**MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREQUENCY**



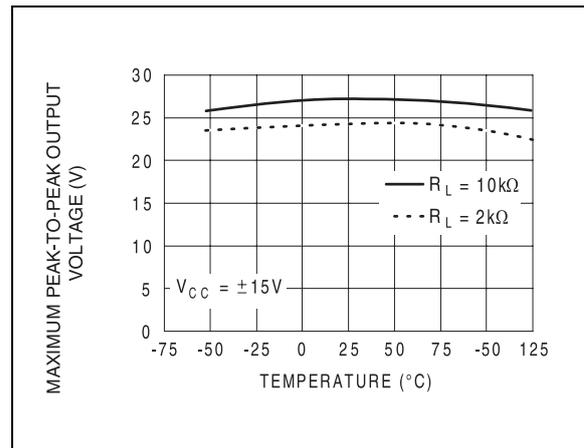
**MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREQUENCY**



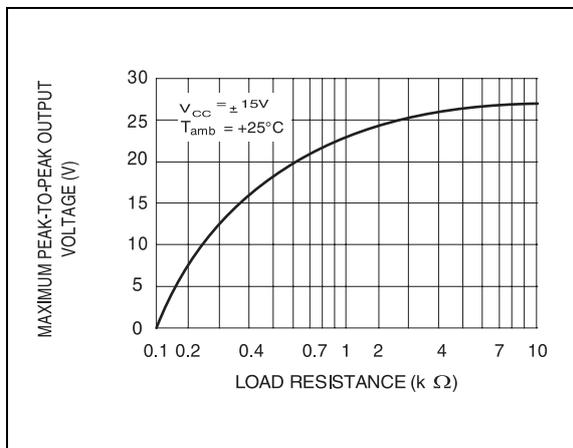
**MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREQUENCY**



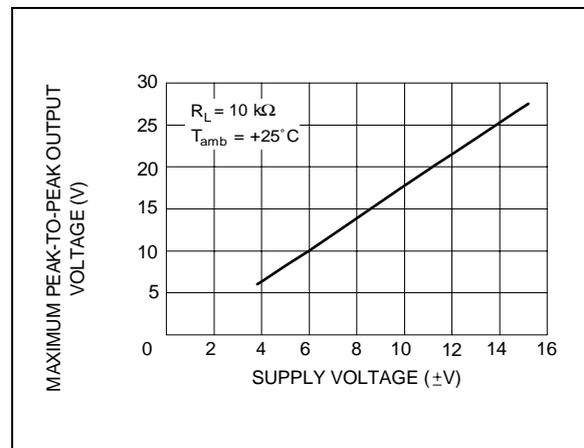
**MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus FREE AIR TEMP.**



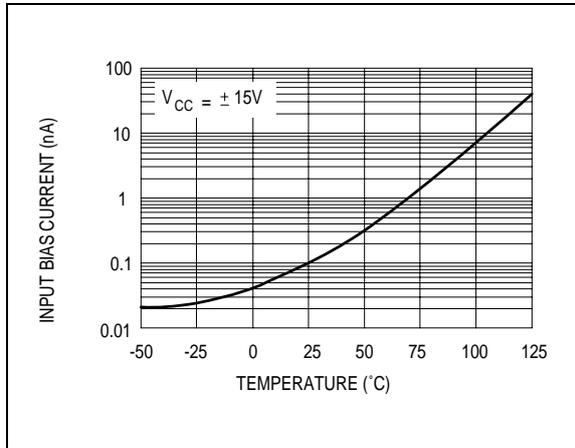
**MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus LOAD RESISTANCE**



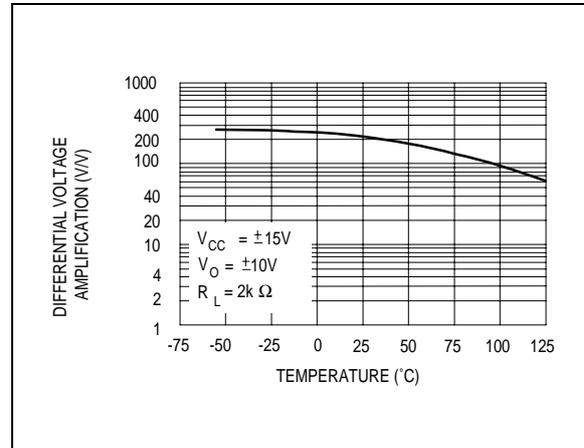
**MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE versus SUPPLY VOLTAGE**



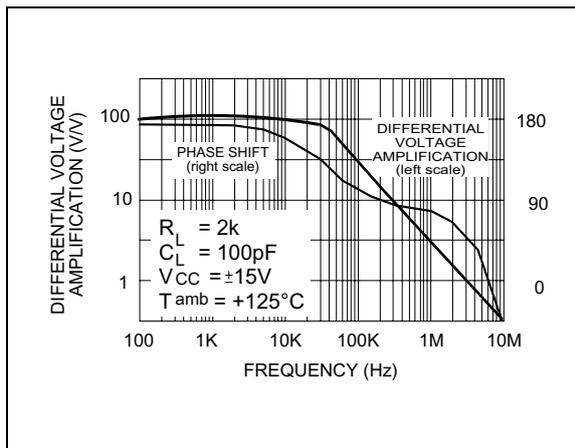
**INPUT BIAS CURRENT versus FREE AIR TEMPERATURE**



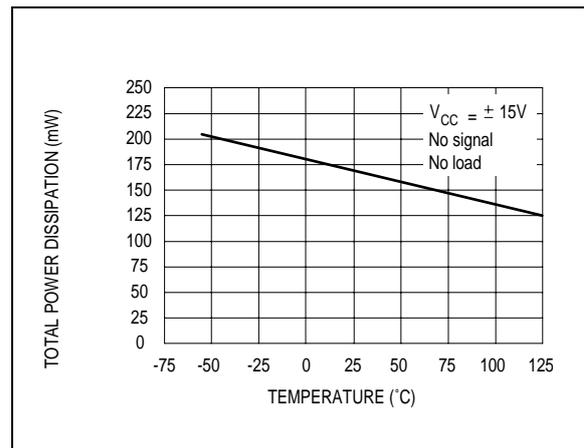
**LARGE SIGNAL DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION versus FREE AIR TEMP.**



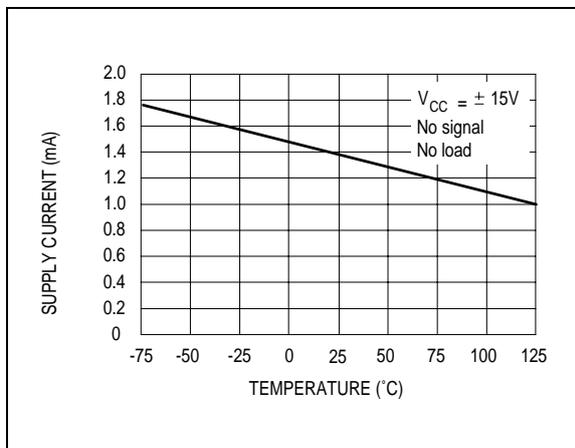
**LARGE SIGNAL DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION AND PHASE SHIFT versus FREQUENCY**



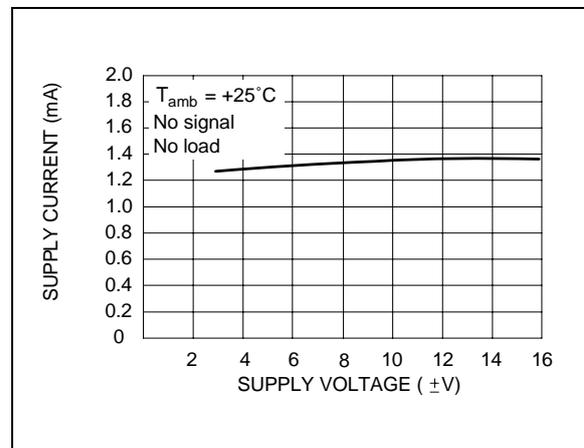
**TOTAL POWER DISSIPATION versus FREE AIR TEMPERATURE**



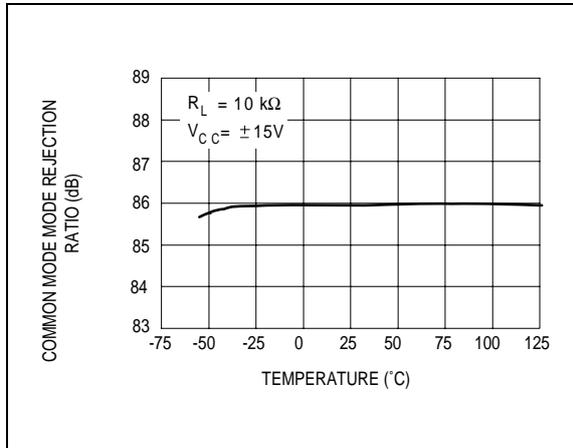
**SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER versus FREE AIR TEMPERATURE**



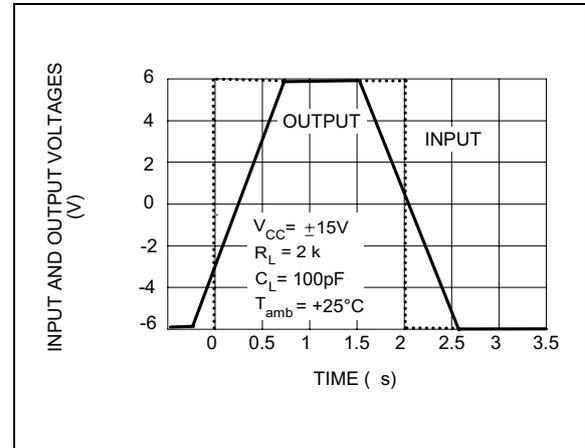
**SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER versus SUPPLY VOLTAGE**



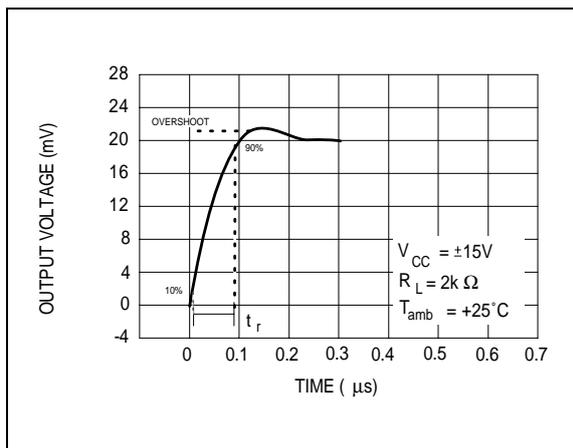
**COMMON MODE REJECTION RATIO versus FREE AIR TEMPERATURE**



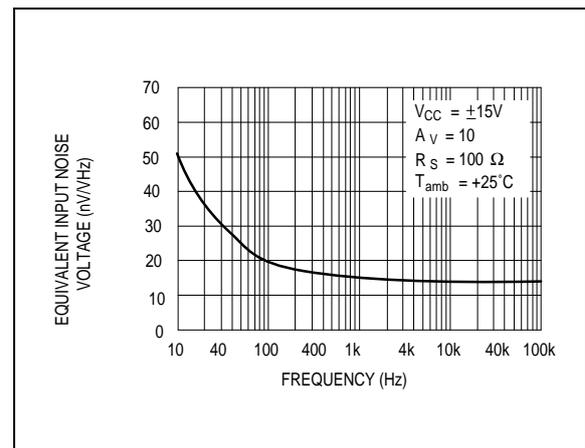
**VOLTAGE FOLLOWER LARGE SIGNAL PULSE RESPONSE**



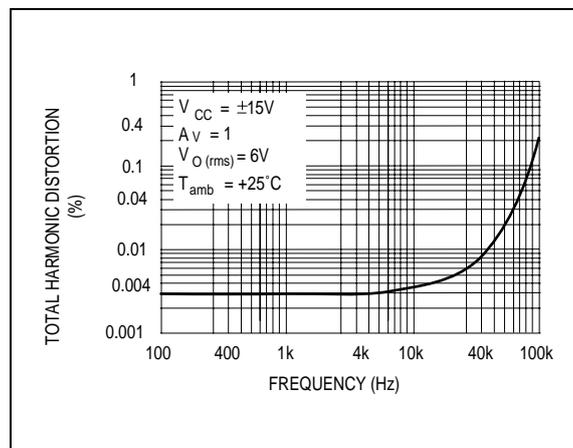
**OUTPUT VOLTAGE versus ELAPSED TIME**



**EQUIVALENT INPUT NOISE VOLTAGE versus FREQUENCY**



**TOTAL HARMONIC DISTORTION versus FREQUENCY**



PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

Figure 1 : Voltage Follower

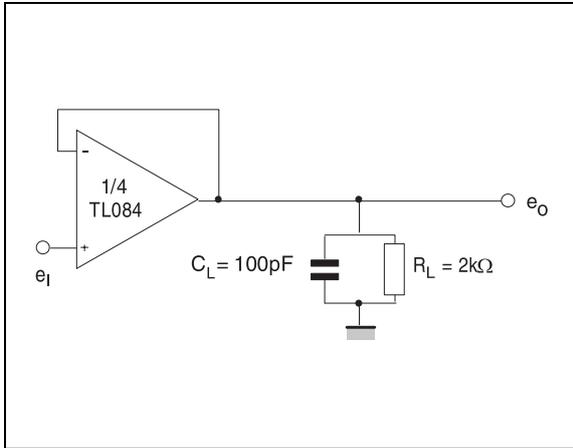
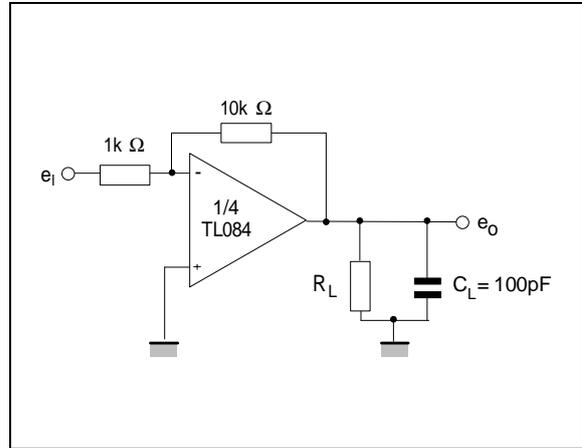
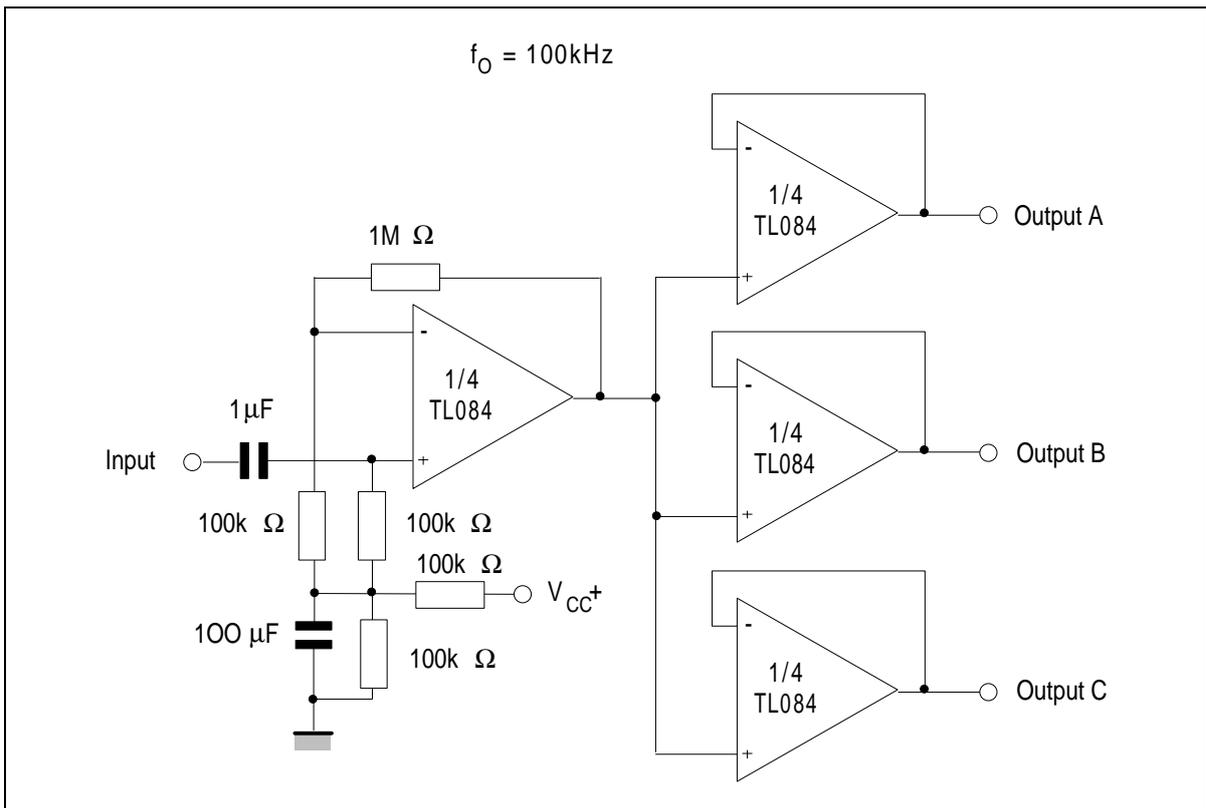


Figure 2 : Gain-of-10 Inverting Amplifier



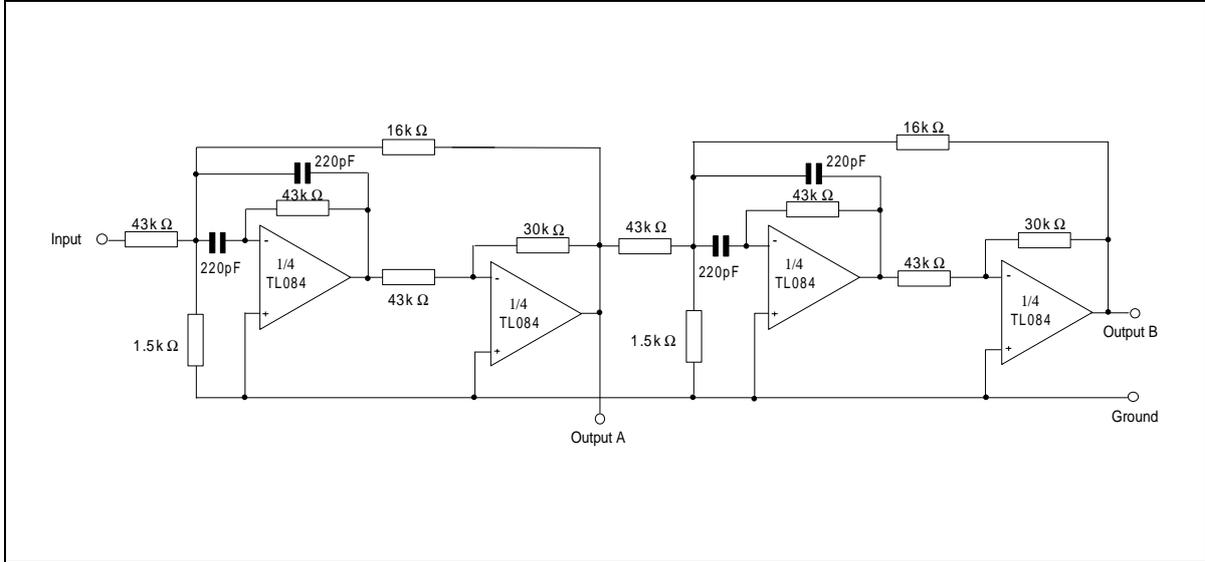
TYPICAL APPLICATIONS

AUDIO DISTRIBUTION AMPLIFIER

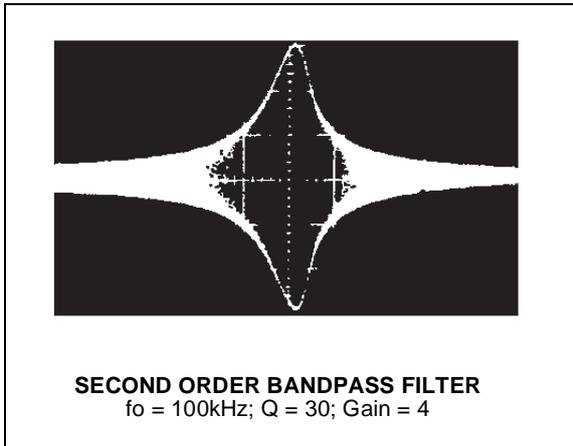


TYPICAL APPLICATIONS (continued)

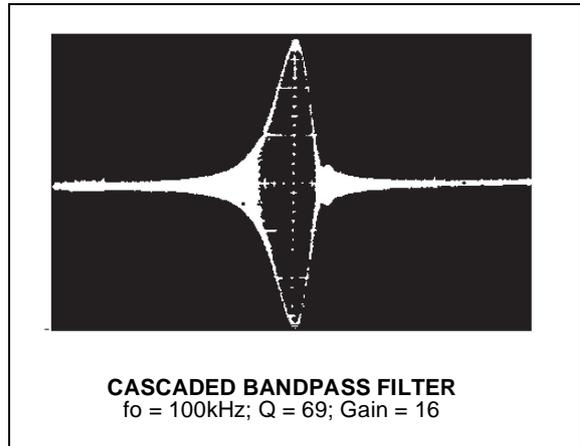
POSITIVE FEEDBACK BANDPASS FILTER



OUTPUT A



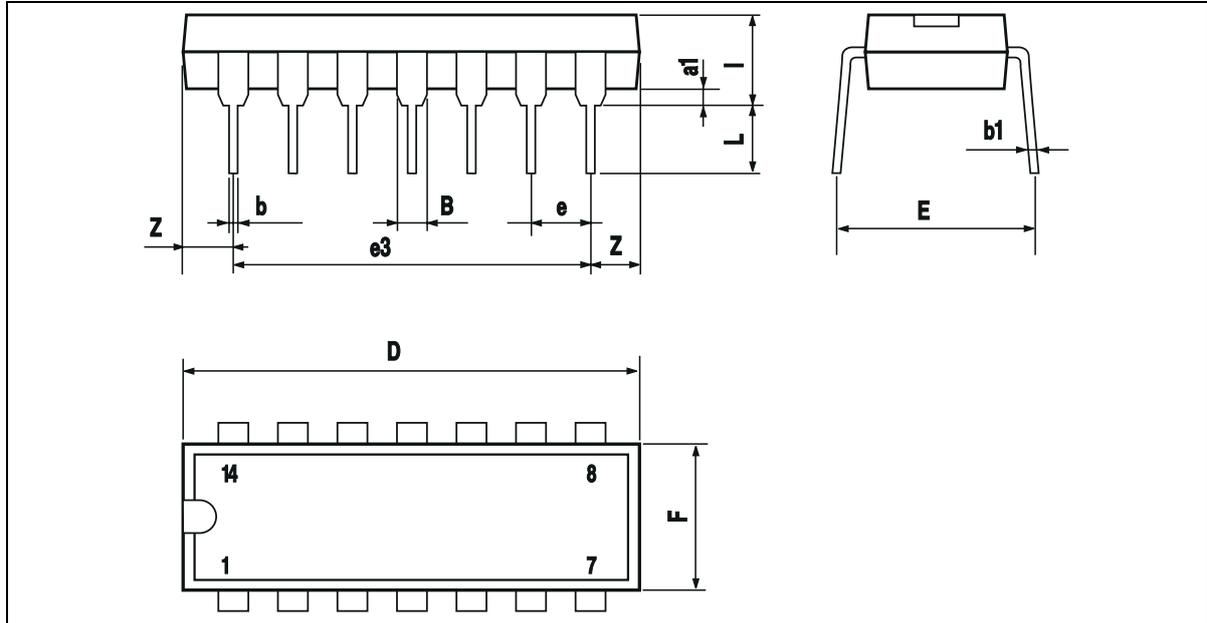
OUTPUT B



**TL084 - TL084A - TL084B**

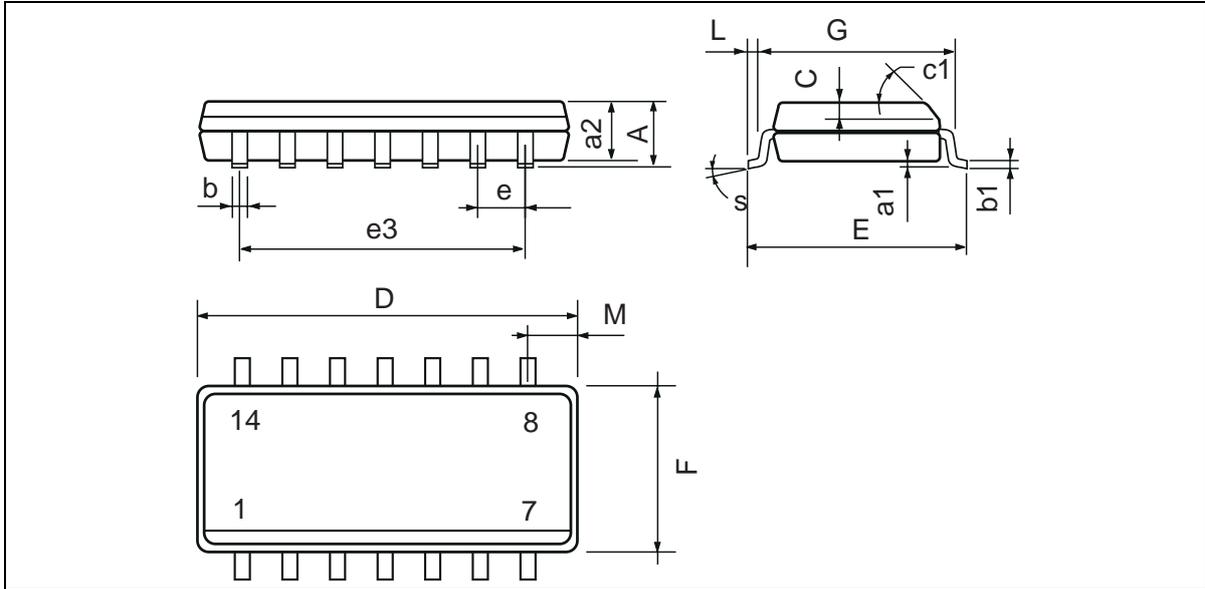
**PACKAGE MECHANICAL DATA**

14 PINS - PLASTIC DIP



Dim.	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
a1	0.51			0.020		
B	1.39		1.65	0.055		0.065
b		0.5			0.020	
b1		0.25			0.010	
D			20			0.787
E		8.5			0.335	
e		2.54			0.100	
e3		15.24			0.600	
F			7.1			0.280
i			5.1			0.201
L		3.3			0.130	
Z	1.27		2.54	0.050		0.100

**PACKAGE MECHANICAL DATA**  
 14 PINS - PLASTIC MICROPACKAGE (SO)

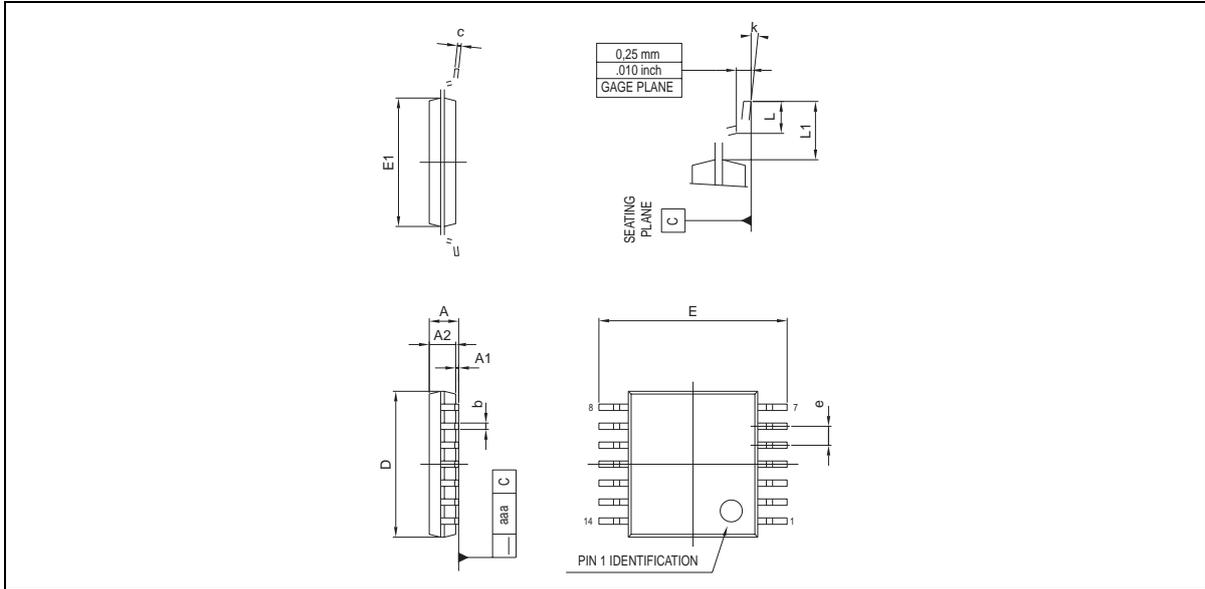


Dim.	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A			1.75			0.069
a1	0.1		0.2	0.004		0.008
a2			1.6			0.063
b	0.35		0.46	0.014		0.018
b1	0.19		0.25	0.007		0.010
C		0.5			0.020	
c1	45° (typ.)					
D (1)	8.55		8.75	0.336		0.344
E	5.8		6.2	0.228		0.244
e		1.27			0.050	
e3		7.62			0.300	
F (1)	3.8		4.0	0.150		0.157
G	4.6		5.3	0.181		0.208
L	0.5		1.27	0.020		0.050
M			0.68			0.027
S	8° (max.)					

Note : (1) D and F do not include mold flash or protrusions - Mold flash or protrusions shall not exceed 0.15mm (.066 inc) ONLY FOR DATA BOOK.

**TL084 - TL084A - TL084B**

**PACKAGE MECHANICAL DATA**  
**14 PINS - THIN SHRINK SMALL OUTLINE PACKAGE**



Dim.	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A			1.20			0.05
A1	0.05		0.15	0.01		0.006
A2	0.80	1.00	1.05	0.031	0.039	0.041
b	0.19		0.30	0.007		0.15
c	0.09		0.20	0.003		0.012
D	4.90	5.00	5.10	0.192	0.196	0.20
E		6.40			0.252	
E1	4.30	4.40	4.50	0.169	0.173	0.177
e		0.65			0.025	
k	0°		8°	0°		8°
l	0.50	0.60	0.75	0.09	0.0236	0.030

Information furnished is believed to be accurate and reliable. However, STMicroelectronics assumes no responsibility for the consequences of use of such information nor for any infringement of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of STMicroelectronics. Specifications mentioned in this publication are subject to change without notice. This publication supersedes and replaces all information previously supplied. STMicroelectronics products are not authorized for use as critical components in life support devices or systems without express written approval of STMicroelectronics.

© The ST logo is a registered trademark of STMicroelectronics

© 2001 STMicroelectronics - Printed in Italy - All Rights Reserved

**STMicroelectronics GROUP OF COMPANIES**

Australia - Brazil - China - Finland - France - Germany - Hong Kong - India - Italy - Japan - Malaysia - Malta - Morocco  
 Singapore - Spain - Sweden - Switzerland - United Kingdom

© <http://www.st.com>

