



CENTRO UNIVERSITÁRIO DE BRASÍLIA - UniCEUB

CURSO DE ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO

CARLA SÔNIA FERREIRA

VERIFICADOR DE PRESSÃO ARTERIAL

Orientadora: M.C. Maria Marony Sousa Farias

Brasília

junho, 2011

Carla Sônia Ferreira

Verificador de Pressão Arterial

Trabalho apresentado ao
Centro Universitário de
Brasília (UniCEUB) como
pré-requisito para a obtenção
de Certificado de Conclusão
de Curso de Engenharia de
Computação.

Orientadora: M.C. Maria
Marony Sousa Farias

Brasília

junho, 2011

Carla Sônia Ferreira

Verificador de Pressão Arterial

Este Trabalho foi julgado adequado para a obtenção do Título de Engenheiro de Computação, e aprovado em sua forma final pela Faculdade de Tecnologia e Ciências Sociais Aplicadas -FATECS.

Prof. Abiezer Amarilia Fernandez
Coordenador do Curso

Banca Examinadora:

Prof^ª. Maria Marony.Sousa Farias, Mestre em Engenharia Elétrica.
Orientadora

Prof. Luis Cláudio Lopes de Araújo, Mestre em Matemática.
Centro Universitário de Brasília - UniCEUB

Prof. Antônio Barbosa, Mestre.
Centro Universitário de Brasília - UniCEUB

Prof. José Julimá Bezerra Jr., Mestre em Engenharia Elétrica.
Centro Universitário de Brasília - UniCEUB

AGRADECIMENTOS

A Deus, que me presenteou com tamanha graça.

A minha mãe, grande mulher guerreira.

Aos familiares, namorado, amigos e colegas que participaram de forma direta e/ou indiretamente neste processo de conhecimento.

Aos professores Maria Marony, Thiago, Julimá, Javier que me orientaram e apoiaram neste trabalho, e também aos monitores José Carlos e Claudinei que contribuíram, na medida do possível, para que esta obra pudesse ser concluída.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	VI
LISTA DE TABELAS E GRÁFICOS	VII
LISTA DE ABREVIACÕES	VIII
RESUMO.....	IX
ABSTRACT	X
CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO	11
CAPÍTULO 2: APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA.....	15
CAPÍTULO 3: BASES METODOLÓGICAS PARA RESOLUÇÃO DO PROBLEMA	26
CAPÍTULO 4:MODELO PROPOSTO	40
4.1 – Apresentação Geral do Modelo Proposto	40
4.2 – Descrição das Etapas do Modelo.....	41
4.3 – Descrição da Implementação	45
CAPÍTULO 5 - APLICAÇÃO DO MODELO PROPOSTO.....	49
5.1 – Apresentação da área de Aplicação do Modelo.....	49
5.2 – Descrição da Aplicação do Modelo	50
5.3 – Custo do Trabalho Proposto	52
5.4 – Avaliação Global do Modelo	53
CAPÍTULO 6 - CONCLUSÕES.....	54
6.1 - Conclusões.....	54
6.2 - Sugestões para Trabalhos Futuros.....	55
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICA.....	56
BIBLIOGRAFIA COMPLEMENTAR	59
APENDICE A – PROGRAMA	62
APENDICE B -DATASHEET.....	63

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura – 2.1: Esfigmomanômetro de Mercúrio	18
Figura – 2.2: Esfigmomanômetro Aneroide	19
Figura – 2.3: Esfigmomanômetro Aneroide afixado	22
Figura – 2.4: Verificadores digitais	22
Figura – 2.5: Aparelho Técnico de oclusão	24
Figura – 3.1: Microcontrolador PIC 16F877.....	26
Figura – 3.2: Sensor de pressão MPX2050.....	28
Figura – 3.3: Bomba infladora	30
Figura – 3.4: Braçadeira utilizada	30
Figura – 3.5: Fonte de alimentação	31
Figura – 3.6: Circuito para fonte	32
Figura – 3.7: Display de LCD	33
Figura – 3.8: Tela de Ferramentas MPLAB	35
Figura – 3.9: Janela do Proteus	37
Figura – 3.10: Programa compilado no PICC	39
Figura – 4.1: Protótipo almejado	40
Figura – 4.2: Sensor com amplificador	42
Figura – 4.3: Manômetro	42
Figura – 4.4: CI LM 324	44
Figura – 4.5: Circuito Amplificador usado	44
Figura – 4.6: Simulação no Proteus	48
Figura – 5.1: Primeira Placa confeccionada	49
Figura – 5.2: Segunda Placa	49
Figura – 5.3: Projeto concluído	53

LISTA DE TABELAS E IRÁFICOS

Tabela 4.01: Quadro de observações	43
Tabela 5.01: Aferições Protótipo X Aparelhos Proposto	51
Gráfico 5.01: Max Variação %	51
Gráfico 5.02: Min Variação %	52
Gráfico 5.03: Calibração Tensão X Manômetro	53

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A/D - Analógico / Digital

AVC - Acidente Vascular Cerebral

BIT - Binary Digit

CI - Circuitos Integrados

H A - Hipertensão Arterial

LED - *Diodo Emissor de Luz*

LCD - Liquid Cristal Display

MC - Microcontrolador

OMS - Organização Mundial da Saúde

PA - Pressão Arterial

RP - Rede Pública

RAM - Random Access Memory

WDT - Watch Dog Timer

RESUMO

Neste trabalho é apresentado o projeto de um protótipo Verificador de Pressão Arterial de braço - intermediário entre o utilizado pela Rede Pública de Saúde, modelo analógico constituído de braçadeira, manômetro, estetoscópio, bomba infladora de ar mais conhecida como pera, válvula de vazão do ar inflado pela pera, e o aparelho digital que afere a pressão arterial independente desses componentes e sem o auxílio de um agente de saúde. O método utilizado para a aferição é o oscilométrico cuja percepção das pressões máxima/sistólica e mínima/diastólica, ocorre com a análise da oscilação pulsórica, dispostos em dois blocos: um bloco com braçadeira e manguito e o outro com uma placa de circuito com microcontrolador, sensor, bomba, válvula e display de LCD. O microcontrolador PIC16F877A responsável pela bomba, pelo sensor e o display LCD que também faz parte desse segundo bloco. O sensor utilizado é o de Pressão Relativa MPX2050GP que tem a função de captar a variação da corrente sanguínea, no braço do paciente. A bomba infla o manguito com duas mangueiras embutidas na braçadeira, para compressão do braço, do usuário/paciente, impedindo a vazão do fluxo naquele local. O processo é finalizado com a exibição dos dados no display de LCD de 16x2.

Palavras-chave: Sensor de Pressão MPX2050GP, bomba infladora, microcontrolador PIC16F877, oscilométrica, linguagem C.

ABSTRACT

This paper presents the design of a prototype Scanner Arm Blood Pressure - used by the intermediary between the public health network, consisting of analog model clamp, pressure gauge, stethoscope, air inflator pump known as pear, air flow valve inflated by the pear, and digital device which measures blood pressure of these components independently and without the aid of a health worker. The method used to measure the perception of which is the oscillometric pressure / maximum and minimum systolic / diastolic, occurs with the analysis of oscillation Pulser, arranged in two blocks: one block with rotator cuff and the other with a circuit board with microcontroller, sensor, pump, valve and LCD display. The PIC16F877A microcontroller responsible for the bomb, the sensor and LCD display that forms part of the second block. The sensor used is the relative pressure MPG2050GP whose function is to capture the variation in the bloodstream, the patient's arm. The pump inflates the cuff with two built-in hose clamp, compression of the arm, the user / patient, preventing the flow of the stream there. The process ends with the display of data in 16x2 LCD display.

Keywords: Pressure Sensor MPX2050GP, inflator pump, PIC16F877 microcontroller, oscillometric, C language

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

1.1 - Introdução

A busca por uma vida mais saudável que garanta a longevidade são metas a serem alcançadas pela população, evidenciada pelas academias, alimentação saudável, cirurgias, “elixires mágicos” que garantam a melhor performance, entre outros temas voltados para esse fim, perfazem a realidade humana. Contudo, para que todo esse processo tenha êxito é necessário reduzir ao máximo a mortalidade por infarto e acidente vascular cerebral, que matam silenciosa e sorrateiramente. A maioria da população, por desinformação ou ignorância, terminam chegando aos consultórios médicos e ou hospitais, em estado grave, desconhecedoras da origem do mal que as trouxe. Algumas conseguem reduzir e até mesmo reverter o quadro clínico crítico, outras chegam a estágios irreversíveis que geram deformação física ou óbito. Tida como doença oculta, a hipertensão se destaca como uma das maiores causas de morbidade, sendo assim denominada como “problema de saúde pública”, ou risco à saúde [1][2][3][5].

Os Estados Unidos, desde 1827, na cidade de Bright, deu início ao estudo dessa patologia. Dentre os 212 pacientes estudados, 21% comprovaram problema cardiovascular, 23% insuficiência renal e 24% AVC (Acidente Vascular Cerebral), supostamente atribuídos a Hipertensão Arterial. Com o prolongamento desse estudo, somou-se também outro problema oriundo da hipertensão arterial, no globo ocular - fundo do olho, como uma possível doença [2][3][6][7][8].

No Brasil, em 2002, a hipertensão foi a doença que mais se destacou, logrando o primeiro lugar. Das 168.129 mortes, 86.831 (51,6%) eram relacionados à hipertensão. Nas regiões Norte, Nordeste e Centro-Oeste as mulheres foram as que mais se destacaram como hipertensas, um total de 42.671 (25,4%) comparando com outros países. Até os normotermos, cuja Pressão Arterial é considerada normal, ou de pressão arterial baixa, tenderão a mudar de quadro clínico com o passar da idade, poderão sofrer de hipertensão. Em Brasília o percentual foi de 23 % sobre os que se pronunciam conhecedores da patologia, os que buscaram um controle. As pessoas de

baixa instrução têm um índice de hipertensão mais alto que os detentores de curso fundamental [1][3][5][7][8].

O Ministério da Saúde - MS, órgão do governo responsável pela saúde no Brasil, buscando amenizar essa situação, aconselha, educa e conscientiza a população no tocante a detecção e controle da doença, em Postos de Saúde Órgãos também do Ministério da Saúde, centrados em localidades residenciais, com número significativo de demanda médica, para atendimento à população de baixa renda. O Postos realizam práticas esportivas, no próprio local, aos hipertensos cadastrados, além de disponibilizar medicação [7][8].

O projeto do protótipo aqui proposto, vem suscitar a curiosidade para com o assunto, chamar a atenção para a gravidade dessa patologia e assim auxiliar na conscientização e redução da incidência de infarto e morte cerebrovascular, oriundos dessa patologia.

1.2 – Objetivos do trabalho

O principal objetivo deste trabalho é o projeto de um protótipo intermediário entre o aparelho esfigmomanômetro aneróide utilizado na esfera pública de saúde e o digital, ou seja, a automação do aparelho convencional, composto de dois blocos, uma parte com a braçadeira e manguito embutido, e a outra parte com os demais equipamentos de aferição, sendo suprimido o estetoscópio, manômetro, pera, e agente de saúde aferidor.

O protótipo construído é de caráter acadêmico e não contempla a aferição precisa dos valores de pressão máxima e mínima, dada a limitação dos componentes eletrônicos utilizados, o microcontrolador, o amplificador operacional LM324, a válvula de inflação (simulada com a válvula de aquário).

1.3 – Importância do Trabalho

A principal motivação deste trabalho é chamar a atenção para os perigos ocasionado pela hipertensão arterial, por meio do projeto de um verificador de

pressão arterial intermediário entre o digital e o analógico da esfera pública e a prática do conteúdo apreendido durante o curso de Engenharia de Computação.

1.4 – Escopo do Trabalho: Metodologia da Pesquisa

Para concretização do protótipo foram realizadas pesquisas bibliográficas em livros e sites da internet relacionados ao tema hipertensão, bem como diálogo com profissionais da área,

Várias dificuldades surgiram para conclusão deste projeto. A primeira delas foi a aquisição do sensor de pressão, que pudesse captar a variação oscilométrica - trabalhasse a uma baixa tensão e de boa precisão. Outra dificuldade foi a aquisição da bomba com inflação automática, de tamanho reduzido e silenciosa, que pudesse inflar automaticamente e ser compatível com o volume do manguito. Outro problema a ser salientado foi o dos circuitos amplificadores e de controle da bomba infladora. A princípio, o circuito amplificador projetado para aumentar o ganho do sinal seria o CI AD620, no entanto sua aquisição se tornou inviável, devido ao tempo de entrega. Assim este componente foi substituído pelo LM 324, esta substituição terminou por comprometer a precisão dos resultados esperados do protótipo.

Na fase final de conclusão, a preocupação principal era a conversão dos valores em mmHg (milímetro de mercúrio) e a fórmula para tal fim. A reformulação do programa colocando uma sequência separada para a pressão máxima da mínima, com um loop para percepção dos valores e obtenção do valor esperado com três dígitos exibido no display.

Por ser um projeto acadêmico muitas limitações - como na precisão dos valores esperados de pressão máxima e mínima no momento da aferição, o microcontrolador utilizado o PIC16F877, revelou-se limitado pelo sensor. O microcontrolador mais apropriado para o projeto, para percepção de sinais correspondentes ao do sensor utilizado, seria o MSP 430 da Texas Dallas. No entanto o projeto já estava em fase de finalização quando se chegou a esta conclusão.

1.5 – Resultados Esperados

A expectativa de conclusão do protótipo em dois blocos um com o circuito e o outro com a braçadeiras. Exibição da pressão máxima e mínima entre 0 e mais ou menos 300 mmHg (milímetro de mercúrio), com margem de erro de 50 a 70 % e a inflação automática da bomba e interação adequada entre software e hardware.

1.6 – Estrutura do Trabalho

O trabalho é constituído por 6 capítulos assim distribuídos:

No capítulo 1 é apresentado o problema, o objetivo, justificativa, importância, escopo, resultados e estrutura do trabalho;

No capítulo 2 é apresentado o processo de resolução do problema.

No capítulo 3 são apresentadas as bases metodológicas de resolução do problema.

No capítulo 4 tem-se o modelo proposto, apresentação geral, descrição das etapas e implementação.

No capítulo 5 é apresentada a aplicação prática do modelo proposto, área de aplicação, resultados e custos.

No capítulo 6 a conclusão, sugestões de trabalhos futuros, datasheet e bibliografia.

CAPÍTULO 2- APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA

2.1 - Fundamentos da Pressão Arterial

Neste capítulo é apresentada uma breve descrição sobre Hipertensão, Pressão Arterial e a realidade atual.

2.2 - Hipertensão

Hipertensão é a elevação da Pressão Arterial, sistemática acima de 140/90 mmHg (milímetro de mercúrio), independente de esforço físico ou estado emocional [1][2][3][5][6][7][8].

Segundo Décio Mion “Pressão Arterial é a pressão exercida pelo sangue contra a superfície interna das artérias, forçada pelos batimentos cardíacos. Varia instantaneamente segundo os comportamentos cíclicos (conjunto de batimentos cardíacos desde um batimento cardíaco até o próximo batimento) superpostos, evidenciados pelos batimentos cardíacos. No momento em que o coração ejeta seu conteúdo na aorta, a energia é máxima, gerando força máxima e conseqüentemente pressão máxima, fase conhecida como sístole, sendo chamada de Pressão Arterial Sistólica. Imediatamente antes do próximo batimento cardíaco a energia é mínima, com a menor força exercida sobre as artérias em todo o ciclo, gerando a menor pressão, chamada de pressão arterial diastólica. Daí quando falamos em dois valores de Pressão Arterial 120/80 mmHg, estamos dizendo que os ciclos cardíacos estão gerando uma Pressão Arterial que oscila entre 120 e 80 mmHg, 120 no pico da sistólica e 80 no final da diastólica”[1]. Logo ao se registrar valores superiores a 120/80 mmHg, considerados ideais, há uma indicação da presença de Hipertensão Arterial[1][3][5][7].

O local mais comum para se verificar a pressão arterial é no antebraço e no pulso, com auscultação da artéria braquial. Usa-se o esfigmomanômetro ou tensiômetro (chamado de manguito) para bloquear o fluxo sanguíneo local e sim, auscultar os batimentos com o estetoscópio. Quando a variação da pressão

ultrapassar os valores de 120/80 mmHg (milímetro de mercúrio), a junta médica passa a olhar o paciente com mais cuidado, pois pode existir uma probabilidade de hipertensão se formando[1][2][3][5][6][7][8].

Para a Organização Mundial da Saúde a pressão estimada em 140/90 mmHg denotam hipertensão, de modo geral é apresentada em adultos acima de 18 anos. Tal pressão arterial pode ocasionar lesões nos órgãos como cérebro, coração, rins e fundo dos olhos [2]. A Pressão é tida como normal quando a pressão máxima/sistólica não ultrapassar o valor de 130 mmHg e a mínima/diastólica for inferior a 85mmHg [1].NoIV Encontro de Diretrizes Brasileira de Hipertensão Arterial da Sociedade Brasileira de Cardiologiaforam estipulados alguns estágios de variação da Pressão Alta/Hipertensão [2]:

Estágio: 1 (leve - 140x90 mmHg e 159x99 mmHg),

Estágio: 2 (moderada - 160x100 mmHg e 179x109 mmHg),

Estágio: 3 (grave - acima de 180x110 mmHg).

O problema da Hipertensão é fruto do mau funcionamento da vazão sanguínea, no processo de bombeamento do sangue pelas artérias, próprio do coração. O sangue não tem a vazão necessária, em função da redução da espessura das artérias, impedindo assim a passagem do sangue, forçando o coração (órgão responsável por bombear o sangue para os pulmões afim de que haja a oxigenação e depois para todo o corpo), a trabalhar mais para que esse bombeamento possa ocorrer regularmente, alterando sua variação de batimentos que é de 60 a 100 vezes por minuto, originando a pressão alta ou hipertensão – aumento da pressão acima do nível ideal, doença que gera riscos a saúde. As artérias, vasos que transportam o sangue vindo do coração, encontram-se especificamente nas áreas do corpo, tais como braço, na virilha e no pescoço. Nelas que ocorre o problema de hipertensão. As veias são os vasos que conduzem o sangue impuro/venoso para o coração. São mais visíveis e palpáveis, não se escondem como as artérias, que são percebidas em locais específicos, conforme citados acima. [2]

A pressão arterial varia quando o indivíduo está em atividade e/ou estabiliza-se quando em repouso, pode aumentar e diminuir durante o sono. Logo, de forma normal, mede-se a pressão arterial em repouso, quando se está sentado ou deitado,

com o braço na altura do coração. Em função dessa variação podemos citar alguns casos nominativos quanto à variação da Pressão Arterial: [2][3][5][6]

2.2.1 - Hipertensão Arterial do Avental Branco

A Hipertensão Arterial do Avental Branco é diagnosticada quando a pessoa se encontra com a pressão normal (120/80 mmHg), contudo no momento de fazer a aferição da pressão no Ambulatório, ou no consultório médico, processo conhecido como Monitoração Ambulatorial da Pressão Arterial (MAPA), ou na própria residência (MRPA), há uma alteração da pressão para mais, dado a ansiedade e/ou nervosismo em função da condição ou local da aferição. Patologia psicológica que altera o funcionamento normal do fluxo sanguíneo, mudando o quadro clínico, no momento da aferição, pelo paciente [1] [2][6][8].

2.2.2 - Hipertensão Arterial Mascarada

No caso da Hipertensão Arterial Mascarada, ocorre quando no momento da verificação da pressão arterial do paciente, em casa (MRPA), ou no ambulatório/hospital (MAPA), esta se encontra alterada, enquanto que no consultório médico, encontra-se normal [3][4][5][7][8]. Em ambos os casos, deve-se depositar uma atenção especial, pois o paciente pode estar desenvolvendo uma hipertensão oculta que, aos poucos, ocasionará danos até irreversíveis, dado a inconstância dessa variação.

A hipertensão é considerada como um fator de risco, para algumas doenças como trombose e arteriosclerose, expressando-se como derrame cerebral, ataque cardíaco, problemas renal e periférico – doença cardiovascular. Segundo o Ministério da Saúde a hipertensão Arterial no Brasil é “responsável por 33% dos óbitos com causas conhecidas; Além disso, essas doenças foram as primeiras causas de hospitalização no setor público, entre 1996 e 1999, e responderam por 17% das internações de pessoas com idade entre 40 e 59 anos, e 29% daquelas com 60 ou mais anos de idade. Estima-se que um em cada cinco habitantes seja portador dessa

patologia. É seis vezes mais freqüente em indivíduos de meia-idade e idosos do que em jovens, contudo, algumas crianças ou jovens adultos podem apresentar a hipertensão caso tenham alguma cardiopatia ou problema sangüíneo de nascença”. [2] [3]

O processo de verificação da pressão arterial na Rede Pública de Saúde é feito com o esfigmomanômetro de mercúrio, braçadeira composta de manguito, bomba infladora, válvula de vazão do fluxo, um observador para realizar a aferição, que é o agente de saúde. O esfigmomanômetro de mercúrio é considerado perigoso pelo líquido nele contido, mercúrio, substância tóxica e nociva a saúde. Contudo, é o modelo mais preciso e base padrão para os demais esfigmomanômetros criados, vide figura 2.1:



Figura: 2.1 – Esfigmomanômetro de mercúrio. Fonte: www.americanas.com.br/AcomLine.

A aferição da pressão arterial é feita colocando a braçadeira no braço do usuário/paciente na posição recomendada – braço na altura do coração, favorável à variação da vazão sanguínea. Em seguida o manguito é inflado pela pera, manualmente até o valor de 20 a 30 mmHg acima da pressão máxima. Já em outro estabelecimento médico, como o Posto de emergência do UniCEUB, infla-se o manguito até o valor de 200 mmHg -pesquisa realizada no Campus. O braço comprimido pela braçadeira, pressionado pelo balão/manguito, impede a vazão do sangue no local por dois ou três segundos e segue a deflação. O fluxo tenta voltar ao seu curso normal, forçando as paredes da artéria comprimida, observa-se a variação da máxima pressão nesse momento. Coloca-se o estetoscópio para auscultação dessa variação. A deflação é feita pela válvula contida na pera, controlada pelo

auscultador/agente de saúde. As variações são visualizadas no esfigmomanômetro de mercúrio. Em outros casos, o esfigmomanômetro é substituído por um manômetro que fica afixado na braçadeira e o agente de saúde ou auscultador terá que observar a variação mediante escuta da variação do som, de modo associativo. O aparelho usado é o aneróide mostrado na figura 2.2, com manômetro afixado na braçadeira e o estetoscópio. Tanto o esfigmomanômetro de mercúrio quanto o aneróide utilizam o estetoscópio para percepção da variação pulsórica.



Figura: 2.2 – Esfigmomanômetro aneróide com manômetro afixado na braçadeira. Estetoscópio para auscultação do som. Fonte: www.americans.com.br/AcomLine.

Devido à precisão na verificação da variação da pressão, pesquisa realizada por Torricelli em 1643, equivalente a 133,322 Pa. A unidade padrão para medida da pressão arterial é o milímetro de mercúrio - mmHg. Causa essa que conduziu o Projeto a uma pesquisa aprimorado, sensor mais adequado, capaz de trabalhar com uma pressão manométrica, que é a diferença entre a pressão interna e a atmosférica, também nominada de pressão relativa – pressão exercida em uma determinada superfície, podendo ser positiva ou nula. São exemplos desse tipo o manômetro e piezômetro, sensor de pressão utilizado.

Pressão atmosférica “corresponde à pressão que equilibra uma coluna de mercúrio de 760 mm de altura a 0°C e a 0 m de altitude, referente ao nível do mar, que corresponde no SI a 101.325 Pascals (Pa)” [26]. Logo para $1\text{Pa} = 7,501 \times 10^{-3} \text{ mmHg}$, e $1 \text{ mmHg} = 133,3\text{P}$ [26]. Caso seja negativa indica que a P_{int} é menor que a $P_{\text{atm externa}}$ [27]. A fórmula seguir exprime o que fora citado.

$$P_{\text{man}} = P_{\text{int}} - P_{\text{atm}} \quad (1)$$

Sendo assim: “Num sistema líquido, como o sangue, líquido incompressível, a força é manifestada como pressão, ou melhor, como a diferença ou gradiente de pressão entre os pontos distintos da circulação. A pressão é definida como força (F) / (A) unidade de área, é uma unidade física que depende da densidade do sangue (g/cm^3), da aceleração gravitacional (cm/s^2) e da altura da coluna líquida (cm). A pressão também pode ser expressa por unidade de mercúrio, mmHg e varia de 0 a 300 mmHg. Por motivos prático, a pressão, que inicialmente era medida em centímetro de H_2O , passou a ser medida em milímetro de mercúrio, que é o líquido mais denso que se conhece [5][26].

$$P = \frac{F}{A} \quad (2)$$

Formalmente, esta fórmula tem suas unidades no SI expressa força em N por unidade de área $\text{Pa} = \text{N/m}^2$

Em termos físicos, considerando-se o sangue como o conteúdo e o sistema circulatório como o continente, a pressão F/A , pode ser entendida como a força exercida pelo volume sanguíneo contido em determinado compartimento vascular, sobre a respectiva área, ou superfície.” [5]

Sendo assim a força exercida por determinado volume é transmitida de igual maneira em todas as direções, independente do formato, mas varia de acordo com a profundidade ou altura da coluna líquida. Logo a postura do indivíduo interfere na verificação da pressão. O mais indicado para aferição da pressão arterial será o indivíduo sentado e relaxado, com a braçadeira afixada na altura o coração. A aferição da Pressão Arterial é realizada na artéria no mesmo nível do coração [5].

2. 3 – Medidores de Pressão existentes

O processo de verificação da pressão arterial pode ser feita pelo método invasivo e não invasivo. Um difere do outro por penetrar o corpo do paciente enquanto que o outro apenas é afixado no mesmo. No método invasivo o corpo do

paciente é penetrado por um cateter colocado na artéria radial - pulso, pediosa-pé, femoral - fêmo, axilar-axila, locais favoráveis a inserção do aparelho. De acordo com o local escolhido é um risco de complicações tromboembólicas [32]. É mais usado como monitoramento ou controle de variação da pressão enquanto se realiza a cirurgia, acompanhado por uma junta médica. O método não invasivo não agride o paciente e pode ser feito tanto em casa quanto no hospital. Os aparelhos são afixados no pulso, braço do paciente, podendo ser manuseado por uma ou duas pessoas, dependendo do tipo de esfigmomanômetro utilizado digital ou manual. O aparelho estudado e projetado para o Projeto consiste no método não invasivo.

Além dos aparelhos aneróides e o esfigmomanômetro de mercúrio há também os aparelhos digitais automáticos de produção japonesa, que custam em torno de R\$ 150,00 reais [31]. São compostos de uma braçadeira para o pulso, eletronicamente montada, com todos os dispositivos embutidos na própria pulseira, motor, sensor e circuito, além do display LCD para exibição dos dados e menu de funções. Não necessita de terceiros para realizar a aferição, como no caso dos manuais analógicos. O próprio paciente/usuário pode fazer sua aferição, sozinho e em qualquer lugar. O aparelho mais usado é o digital, dado a facilidade e independência na manipulação. A manutenção dos aparelhos é periódica, semestral ou anual.

Para aferição da pressão arterial com o aparelho manual, no momento da aferição, é essencial uma boa audição, e atenção do observador, para se obterá a auscultação do sinal e precisão nos resultados. Se o aparelho for digital, não requer tanto do auscultador que será o próprio paciente, apenas a posição de auscultação e relaxamento para uma maior precisão, sem muitos detalhes.

O problema do esfigmomanômetro de mercúrio se dá em função do líquido nele contido, mesmo sendo o mais preciso. O perigo de possível vazamento do fluido (mercúrio) substância tóxica e nociva à saúde.

Conforme modela na figura 2.3, kit com braçadeira, manômetro, bomba com válvula, seguido do mesmo em uso. Na figura 2.3 e 2.4, os aparelhos digitais de pulso e de braço – semelhante ao do Projeto.



Figura: 2.3 – Esfigmomanômetro aneróide, material e em uso. Fonte: www.americanas.com.br/AcomLine



Figura: 2.4 – Verificadores digitais de braço e de pulso. Fonte: www.americanas.com.br/AcomLine

Na figura 2.3 o esfigmomanômetro aneróide, à esquerda e o mesmo sendo usado pelo agente de saúde em conjunto com o estetoscópio. Já na imagem 2.4 à esquerda é um exemplo do protótipo projetado pelo projeto, apenas com dois blocos de dispositivos.

2.4 – Método de determinação da Pressão

Para aferição da pressão arterial existem dois métodos distintos. Um trabalha pelo processo do som, enquanto o outro trabalha pelo processo da variação pulsórica, som de Korotkoff e oscilométrico respectivamente.

2.4.1 – Método Auscultatório de Korotkoff

“De acordo com o método de Korotkoff, pode-se obter cinco fases nesse processo:

1) *Fase I*: Aparecimento do primeiro som, fraco, seguido por batidas claras que aumentam gradualmente com a deflação do sistema. A clareza depende da força, velocidade e volume de sangue. Nível da Pressão Sistólica;

2) *Fase II*: Com a diminuição gradual da pressão no manguito, os sons mudam de qualidade e intensidade. Com a dilatação da artéria pressionada pelo manguito, a contracorrente reverbera – propagação do som pelas paredes até ser refletida, criando sons suaves e longos como um murmúrio intermitente ou sibilo – ruído semelhante a um assobio agudo.

3) *Fase III*: Os sons aumentam de intensidade, porém, menos acentuadamente que na Fase I, tornando-se mais crispados.

4) *Fase IV*: Sofrem um nítido abafamento. A pressão exercida pelo manguito é menor que a pressão dentro da artéria.

5) *Fase V*: Corresponde ao desaparecimento dos sons. “A artéria restabelece o calibre normal, correspondendo à pressão diastólica” [5].

2.4.2 – Método Oscilométrico

O outro método é o oscilométrico, que se baseia na variação média da oscilação do pulso, expansão da parede do vaso sanguíneo gerando aumento do sinal oscilométrico captado pelo sensor. A oscilometria é uma tecnologia empregada pelo método não invasivo. Teve sua maior evolução no final do século XIX, destacando-se principalmente o trabalho de E. J. Marey [24], que em 1876, desenvolveu a técnica de oclusão do antebraço, através da qual gradualmente aumentava-se a pressão hidráulica em volta do braço até a palidez. Enquanto isso, os registros pressóricos do manguito oclusivo eram transmitidos a uma agulha em um cilindro enfumaçado. O conteúdo de registros que se produzia era quase idêntico ao obtido

com os algoritmos de modernos aparelhos oscilométricos automatizados. Na figura 2.5, a seguir é mostrada a imagem do aparelho mencionado [24].

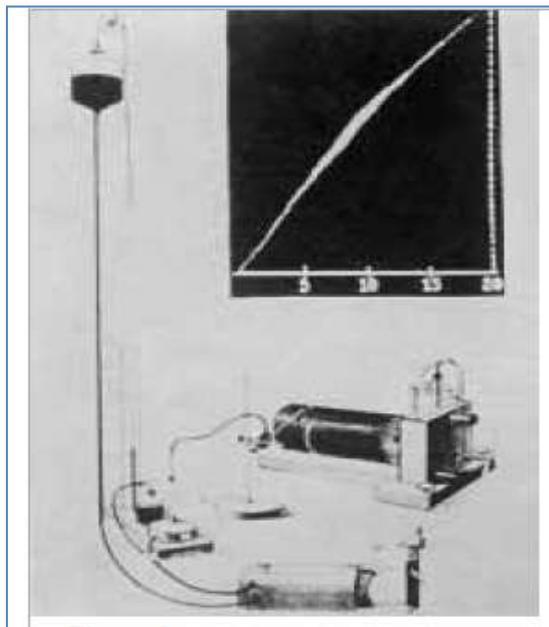


Figura – 2.5: Aparelho Técnico de oclusão do antebraço de Marey. Fonte: CERULLI, Marcelo, *Método Oscilométrico de Pressão Arterial*.

Segundo o engenheiro industrial Cerulli [24], com o desenvolvimento tecnológico das últimas décadas tornou-se viável o método oscilométrico através da utilização de circuitos lógicos e de microprocessadores, que automatizaram todo o processo de medição e análise de resultados. Como a maioria dos métodos indiretos, o oscilométrico utiliza um manguito de oclusão que circunda um membro do paciente (normalmente o braço). Através dele, é insuflado ar de modo a elevar a pressão, objetivando a interrupção do fluxo sanguíneo das artérias nesse membro (oclusão completa das artérias) [24]. Na tabela 2.01 pode-se observar como a deflação, esvaziamento do manguito permite a vazão do fluxo sanguíneo na artéria e a captação dos valores de pressão máxima e mínima são estipulados. A oscilação dos pulsos foi calculada em valores pares, decorrentes das oscilações captadas pelo sensor. Após ser inflado o manguito até 170 mmHg começa a contagem da deflação de progressivamente.

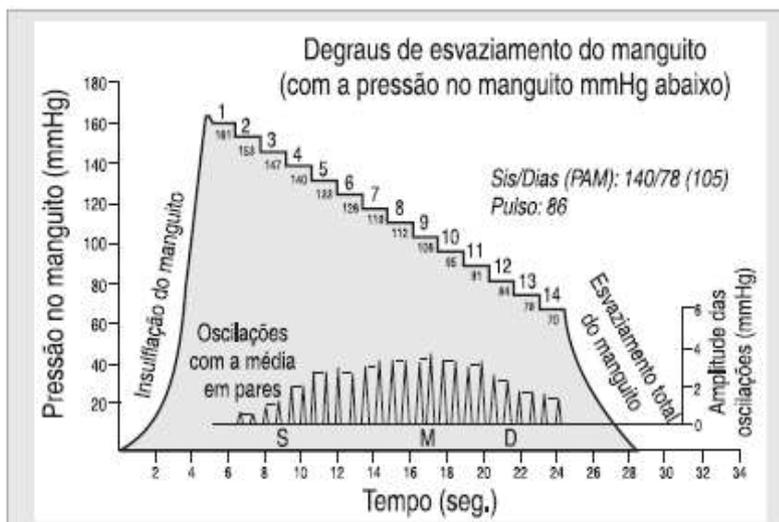


Tabela 2.01 – Medição de pressão arterial pelo método oscilométrico. Gente Método oscilométrico de medição da Pressão Arterial..CERULLI, Marcelo

Entretanto, esse método diferencia-se dos demais por utilizar o próprio manguito pressurizado como meio de detecção do sinal. Inicia-se com o manguito sendo insuflado a um nível de pressão superior ao da pressão arterial sistólica. Gradativamente a pressão do manguito vai sendo reduzida, e observa-se uma sequência ordenada de oscilações na pressão desse manguito. As oscilações são percebidas à medida que o manguito é esvaziado desde uma pressão acima da sistólica até uma inferior a pressão diastólica. A pressão associada ao pulso de maior oscilação é normalmente determinada como sendo a pressão média, ou no caso de haver um patamar, a menor pressão associada a esse patamar. Entretanto, várias técnicas são utilizadas para determinação dos pontos de pressão sistólica e diastólica. A antiga descrita por Fabré (1922), mais tarde por Benson e Heard (1969) [24], baseia-se em normalizar as amplitudes das oscilações em relação às máximas oscilações fixas, iguais a 0,5 para a sistólica e 0,66 para a diastólica [24]. Outro critério comumente utilizado baseia-se em identificar o ponto de maior inclinação na envoltória formada pelos pulsos oscilométricos [24]. Logo dependendo do critério utilizado as pressões sistólicas e diastólicas são determinadas através de processos estimativos e não propriamente identificadas na envoltória formada pelos pulsos oscilométricos. Isso faz com que essa classe de equipamentos possua uma melhor correlação com a pressão arterial média do que com suas componentes, sistólica e diastólica [24].

CAPÍTULO 3 – BASES METODOLÓGICAS PARA RESOLUÇÃO DO PROBLEMA

Hardwares, Componentes Utilizados e Funções

3.1 - Microcontrolador

Um dos componentes utilizados no Projeto, e que atua controle de todas as atividades do sistema, é o microcontrolador, mostrado na figura 3.1 o diagrama do MC escolhido para o projeto e sua pinagem:

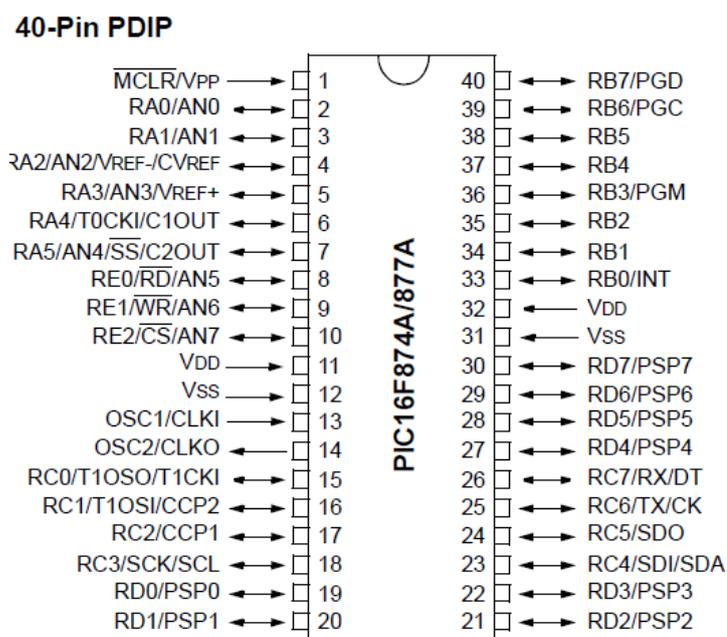


Figura: 3.1 – Microcontrolador PIC 16F877A, de 40 pinos, utilizado no Projeto. Fonte: (SOUSA, David Jose de Lavinia, NICOLAS, Sésar. *Conectando o PIC16F877A Recursos Avançados*).

O microcontrolador usado foi o PIC16F877 com 40 pinos, dado a facilidade de programação, baixo consumo, conversão interna digital/analógica (um dos objetivos do projeto) e bom manuseio dos dados. Sua pinagem possibilita a montagem de um hardware complexo e capaz de interagir com diversos recursos e funções ao mesmo tempo. Detentor de via de programação com 14 bits e 35

instruções, 33 portas configuráveis como entrada ou saída, 15 instruções disponíveis, memória de programação EPROM FLASH, permite a gravação rápida do programa diversas vezes no mesmo chip, sem a necessidade de apagá-lo por meio de luz ultravioleta. Memória de programação com 8 kwords, capacidade de escrita e leitura pelo próprio código interno, memória EPROM não volátil interna com 256 bytes, memória RAM com 368 bytes, três timers (2x8 bits e 1x16 bits), conversor analógico de 10 bits (8x) e comparadores analógicos (2x), dois módulos CCP: Capture, Compare e PWM, programação in-circuit (alta e baixa tensão), Power-on Reset (POR) interno, Brown-out Reset (BOR) interno, velocidade de operação DC 20 MHz de clock de entrada, DC 200ns ciclo de instruções [10].

Dentre os 40 pinos, apenas 19 deles são usados para o projeto: 8 pinos para o display LCD, 2 pinos para aterramento e 2 para alimentação, um para MCLR (Master Clear -Reset), 2 para frequência de 4 MHz, um para o amplificador LM 324 (pino 16), e 2 pinos para RE (registrador externo) e EM (enab), um para o circuito da fonte, por fim o pino 17 RC2 (Registrador Porta c do Capture) para a bomba.

O funcionamento do projeto ocorre da seguinte forma: o microcontrolador, aciona a bomba para inflar o manguito por um tempo de 8 segundos, pára a inflação e aguarda quatro milissegundos, a fim de que o fluxo seja completamente interrompido naquele local, para em seguida iniciar a deflação sequenciada. Observa-se então, a variação da expansão do vaso sanguíneo aumentando o sinal oscilométrico do sensor de pressão. O microcontrolador após o registro da última variação da pulsação envia as informações para o display LCD, que exhibe os valores de pressão máxima e mínima, oriundos da oscilação da pulsação, finalizando assim o processo de controle do sistema. As portas RD (Registrador de portas bidirecionais) com numeração de pinagem 19, 20, 21, 22, 27, 28, 29 e 30, são destinadas ao display LCD. As entradas analógicas do sensor, dois circuitos amplificador e filtro são conectados à porta RA3. O circuito para a bomba/motor é conectado a port RC2 pino 17.

3. 2 - Sensor de Pressão MPX2050GP

Sensor é um dispositivo sensível a alguma forma de energia do ambiente que pode ser luminosa, térmica, cinética, relacionando informações sobre uma grandeza

que precisa ser medida, como: temperatura, pressão, velocidade, corrente, aceleração, posição, etc [15][17]. O sinal de saída deve ser manipulado antes da sua leitura no sistema de controle. É realizado geralmente com um circuito de interface para produção de um sinal que possa ser lido pelo controlador. Se a saída é dada por um nível de tensão muito baixo há a necessidade de um circuito amplificador, para elevar o nível do sinal. Podem ser analógicos ou digitais. Os “sensores analógicos podem assumir qualquer valor no seu sinal de saída ao longo do tempo, desde que esteja dentro da sua faixa de operação” [15][17]. Já os sensores digitais podem assumir dois valores no sinal de saída ao longo do tempo, interpretados com os dígitos 0 ou 1. São mostrados ao sistema de controle após serem convertidos pelo circuito elétrico do transdutor. Usados em detecção de passagem de objetos, na determinação de distância ou velocidade, etc [15]. utilizado no Projeto, figura 3.2 é piezoelétrico do cristal de quartzo que, quando deformado elasticamente, gera um potencial elétrico em seus terminais, fornecendo uma tensão de saída altamente precisa e linear, diretamente proporcional à pressão aplicada. As grandezas físicas podem ser pressão, temperatura, velocidade, umidade, vazão, força, ângulo, distância, torque, luminosidade – mensuradas por elementos sensíveis com circuitos eletrônicos que não utilizam microcontroladores [15][17].

O sensor utilizado no projeto, mostrado na figura 3.2, é um sensor piezoelétrico de cristal de quartzo que, quando deformado elasticamente, gera um potencial elétrico em seus terminais, fornecendo uma tensão de saída altamente precisa e linear, diretamente proporcional à pressão aplicada.

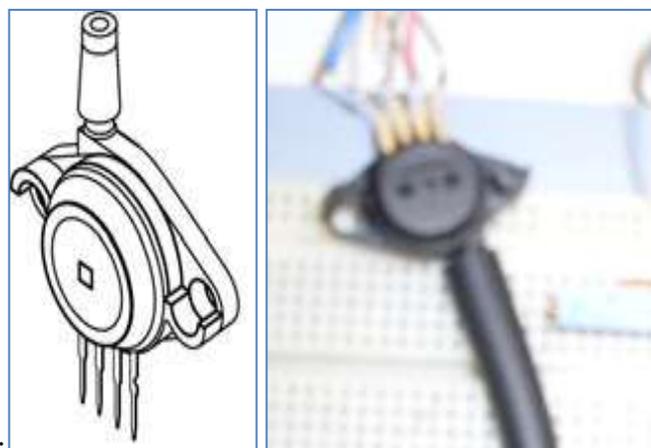


Figura – 3.2: Sensor de Pressão MPC2050GP Motorola. Fonte: <http://www.datasheet4u.com>.

Pode operar num campo de frequência de 100 KHz. A tensão média é muito pequena, 1mV por Kg/cm^3 , por exemplo. O campo de pressão de trabalho é compreendido entre 0,1 e 5.000 Kg/cm^3 [17]. É mais conveniente para aparelhos registradores ou de processamento e respondem a pressão pulsante e transitória. Mede pressão relativa a um nível inicial médio ou conhecido em alguns pontos do processo. Atua no momento da deflação do manguito. O sensor capta a passagem forçosa do sangue pela artéria, dado o aumento do sinal oscilométrico percebido, sinal este já relacionado à tensão do sensor em mmHg do manômetro, estipulado na tabela contida no microcontrolador. Vide figura 3.2 a imagem do sensor MPX2050 da Motorola.

Pode operar num campo de frequência de 100 KHz. A tensão média é muito pequena, 1mV por Kg/cm^3 , por exemplo. O campo de pressão de trabalho é compreendido entre 0,1 e 5.000 Kg/cm^3 [17]. É mais convenientes para aparelhos registradores ou processamento, respondem a pressão pulsante e transitória. Mede pressão relativa a um nível inicial médio ou conhecido em alguns pontos do processo. Atua no momento da deflação do manguito. O sensor percebe a passagem forçosa do sangue pela artéria, dado o aumento do sinal oscilométrico percebido, sinal este já relacionado à tensão do sensor em mmHg do manômetro, estipulado na tabela contida no microcontrolador. Segue na figura 2.2 a imagem do sensor MPX2050 da Motorola.

3. 3 – Bomba do fluido compressível – Liquid Pumps

A bomba mais apropriada para o projeto é de origem japonesa, fabricante OKEN SEIKO CO – INAGI TOKIO, possui fluxo muito elevado e pressão alta de compressão, com variação de alcance de pressão até 120 KPa. Conhecida como “Rolling Pump” - bomba de rolamento, bomba circulante, código 27CO2R, tamanho 25X67 mm, fluxo 330 cc/mm energia alta DC 12, tensão nominal DC6V e corrente 200 mA, vide figura 3.3.



Figura – 3.3: Bomba infladora OKENSEIKO. Fonte: <http://www.okenseiko.com/en/product/rollingpump/liquid>.

Na sua constituição interna, a construção da válvula de descarga, válvula de chapéu, permite um funcionamento silencioso, com o qual o nível de ruído é mantido baixo, 40 dB e pulsação baixa [30]. No projeto, é responsável pela inflação manguito, para se obter a variação na artéria braquial. O manguito é inflado até o ponto de vedação do fluxo sanguíneo, que ao ser liberado causa uma maior pressão nas artérias, gerando assim as pressões, máxima e mínima, intermediada por uma média pressão. A deflação do manguito ocorre gradativamente.

No entanto a bomba utilizada no projeto, foi uma bomba de aquário o que também comprometeu o precisão do projeto.

3.4 – Braçadeira Arterial

Há, no mercado, braçadeiras específicas para cada categoria de usuário. Seja criança, adulto e/ou obesos. A braçadeira utilizada no projeto é própria para adulto, de diâmetro favorável a envoltura do braço, conforme mostrado na figura 3.4 :



Figura – 3.4: Braçadeira utilizada no Projeto contém manguito com duas mangueiras .

A braçadeira, mostrada na figura 3.4 exibe um modelo com índice de alcance para adulto, tamanho 22 a 28 cm, cor azul marinho, tecido inelástico, ML 105, 2002, Premium com manguito interno 120 mm x 220 mm de largura por comprimento, contendo duas mangueiras de saída, uma para a bomba e outra para o sensor. Fixada no braço do usuário, auxilia no bloqueio do fluxo sanguíneo braquial. Ao ser inflado, o manguito, comprime a braçadeira, originando a interrupção sanguínea naquele local, gerando a pressão máxima após uma leve liberação. O tipo de tecido utilizado para a braçadeira é o inelástico para evitar a dilatação no momento em que o manguito é inflado e não permitir qualquer tipo de variação linear [29][31].

3.5 – Fonte de Alimentação

Para alimentar a bomba infladora e o sensor de pressão relativa com tensão de 12 e 5 Volts, respectivamente, inicialmente foi utilizada uma fonte de alimentação com as seguintes características: modelo MPC 3006D - Laboratory DC Power Supply, 0 a 30V de corrente contínua, conforme mostrado na figura 3.5:



Figura – 3.5: Fonte de alimentação UniCEUB, Regulador de tensão 5 e 12 v.

A fonte fornece alimentação para bomba infladora numa tensão de 12 V. Concluídos os testes com a fonte fixa de 5 V e 12 V, foi confeccionada uma placa de circuito impresso com apenas uma única fonte, utilizando para tal um fonte comercial de 18 V, acoplada a dois reguladores de tensão, para obtenção de uma fonte de 5 V e outra de 12 V.

Para isso, foram utilizados os reguladores de tensão da série de número 78. Estes reguladores diferem nas funções dos pinos 1 e 2, de entrada e comum (terra), e o pino 3 de saída, para ambos [29]. Possui máxima tensão de entrada 35 V, tensão mínima de entrada aproximadamente 3 V, acima da tensão de saída, máxima corrente de saída 1 e a máxima potência dissipada 15 W. Para os reguladores LM7805, tensão de saída + 5V e o LM7812, 12V, mostrados na figur. Desta forma, foi obtida uma alimentação de 5 V para o microcontrolador e o sensor de pressão utilizado o 7805; e uma fonte de alimentação de 12 V para funcionamento da bomba, utilizado o 7812. O circuito é apresentado na figura 3.6:

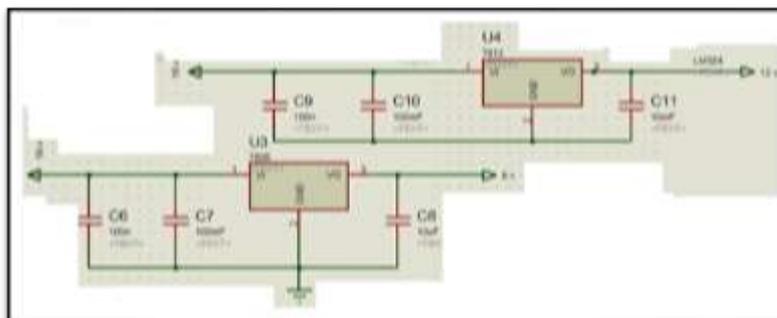


Figura – 3.6: Circuito para fonte de alimentação com reguladores 12 e 5 v Fonte: (Proteus).

3.6 – Circuito Amplificador

“Circuito amplificador é um conjunto de componentes eletrônicos passivos e ativos, organizados de maneira a modificar uma entrada em prol de uma saída útil esperada.” [18] Pode ser composto de resistores, capacitores ou indutores.

O objetivo do circuito amplificador é amplificar o sinal de saída do sensor, para que o microcontrolador possa captá-lo e processá-lo. O circuito é composto de um CI de um amplificador operacional do tipo LM 324, em substituição ao CI de instrumentação AD 620, mais indicado para este tipo de projeto.

3.7 – Display LCD

O display LCD utilizado é alfanumérico de 2 linhas e 16 caracteres, mostrado na figura 3.7:



Figura: 3.7 – Display LCD 16X2, para visualização dos dados. Na lateral direita está o backlight.

Por possuir maior número de caracteres são mais poderosos. Tem drive de controle interno, o qual se comunica através de protocolos específicos, utilizando American Standard Code for Information Interchange (ASCII). Sendo: a pinagem 1 e 2 de alimentação, V_{SS} e V_{DD} ligados a uma tensão de 5v. O V_0 (pino 3), utilizado para controle de contraste. O potenciômetro de $10K\Omega$ é ligado às extremidades a V_{SS} e V_{DD} . O pino 4 RS (Register Select) para definir o tipo de informação passada através da comunicação paralela (0 para instrução e 1 para dados). **RW**, pino 5, muda o estado de leitura (Read) e escrita (Write), sendo **0** para escrita e **1** para leitura. O pino 6 utilizado para efetivar a leitura **E** (Enable) , os pinos 7 e 8, **DB0** e **DB7** equivale ao barramento de dados paralelo. Os pinos 15 e 16, **A** (Anode) e **K** (Katode) são usados para ligação do Backlight (iluminação de fundo) [17].

As informações obtidas pelo microcontrolador são exibidas no LCD, posterior ao processamento realizado, sensibilidade sensorial e amplificação, expostos para apreciação do usuário.

3. 8 – Linguagem “C”

A linguagem de programação utilizada é a linguagem C, dado a facilidade e conhecimento adquirido durante o curso de Engenharia de Computação, assimilado nos primeiros semestres cursados, e também por ser aceita pelo microcontrolador da família PIC 16F877A, depois de gerado o arquivo hex na ferramenta de software MPLAB e compilado no ICPROG. É uma Linguagem de programação de alto nível, padronizada pela ISO em 1972, para desenvolver o Sistema Operacional Unix em PDP-7 Assembly, por Dennis Ritchie e Ken Thompson. (entre 1969 e 1973), nos laboratório da AT&T Bell [34].

Dentre os softwares dois foram usados para melhor desempenho, precisão, agilidade e performance do projeto, para simulações, implementação do código e confecção da placa.

3. 9 – MPLAB

Uma das ferramentas de software mais utilizada e indicada para trabalhar com o microcontrolador PIC16F877 é o MPLAB, devido a sua flexibilidade com diversas linguagens de programação, fácil manuseio e acesso. Na figura 3.8 observa-se a tela inicial MPLAB e suas ferramentas. À direita o programa criado compilado para correção e organização dos dados nele contidos. O software usado no início do projeto, antes das primeiras mudanças realizadas.

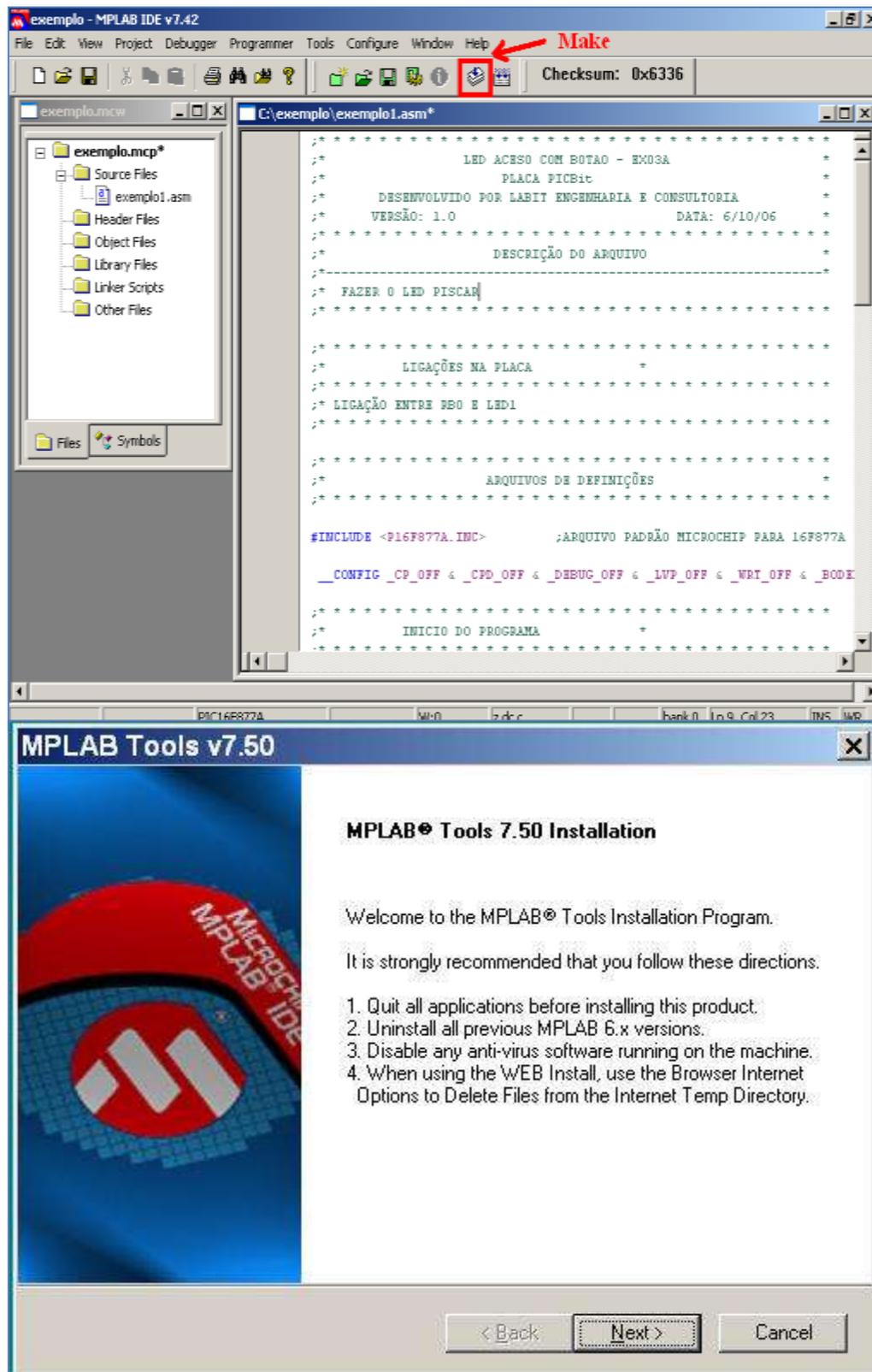


Figura – 3.8: Tela de ferramentas do MPLAB e imagem do programa hex. Fonte: www.vidal.com.br

Os projetos podem ser analisados em tempo real, usando códigos em C ou Assembly. O software funciona da seguinte forma: Após a compilação do programa pelo MPLAB, um arquivo com a extensão *hex* é gerado. Esse arquivo que o PIC interpreta e é gravado no microcontrolador, para simulação no Proteus6, antes de iniciar a programação propriamente dita no hardware. Concluída essa fase, pode ser gravado o arquivo *hex* no microcontrolador, através da ferramenta de software ICPROG, via serial, para início dos testes práticos e conclusão do projeto. As mudanças foram necessárias porque o método de auscultação não foi favorável e assim como a linguagem de programação, migrando para o método oscilométrico e a linguagem de programação em C.

3. 10 – SOFTWARE PROTEUS

A janela de abertura do Proteus é apresentada na figura 3.9, utilizado como ferramenta de implementação do programa em simulação. Software que me acompanhou até a conclusão final do projeto. Principalmente na simulação e testes do protótipo.



Figura – 3.9: Janela do Proteus 6 Professional e janela com as ferramentas (MC)

A janela de apresentação do software Proteus, à esquerda figura 3.9, tela inicial. Do lado direito as ferramentas como CIs, capacitores, resistores,

microcontroladores, diodos, fontes, GND, Power, usada para confecção dos componentes, todos os dispositivos necessários para montagem do circuito e suas interligações. Depois da simulação, a confecção da placa, mediante a impressão do mesmo em material específico. A direita se encontra a imagem do microcontrolador o PIC16F877, com algumas possibilidades de circuitos favoráveis à montagem do projeto.

O software usado para desenho e simulações dos circuitos e confecção da placa, antes da concretização do hardware e gravação no microcontrolador foi o Proteus 6 Professional. Indicado também para confecção de placas de circuitos impressos, através do programa integrado chamado ARES. O circuito criado no ISIS, área destinada à montagem do circuito, interligado por fios que se conectam enviando sinais, fonte de alimentação e demais dispositivos como capacitores, amplificadores, sensores, resistores. E o arquivo *hex* gerado no MPLAB gravado no microcontrolador, apresenta os possíveis erros e/ou resultados favoráveis da implementação circuito x placa. O processo é simples, o arquivo *hex* gerado no PICC ou MPLAB, salvo no microcontrolador, age em tempo real executando as funções contidas no seu interior e fazendo com que o hardware corresponda aos seus estímulos. Caso ocorra erros, o funcionamento do hardware não será condizente à chamada do software, possibilitando assim a correção antes da implementação do circuito propriamente dito.

Os circuitos exibidos nessa monografia foram feitos no ambiente do software Proteus.

3. 11 – SOFTWARE PICC

O software PICC é uma ferramenta que age semelhantemente ao MPLAB, na implementação e correção do software a ser utilizado, escolhido o tipo de microcontrolador e a frequência do mesmo, no caso do Projeto 4 MHz. Após correção dos erros e compilação do programa é gerado um arquivo com a extensão *.hes*. O seguinte é a gravação deste arquivo no microcontrolador, na figura 3.10 é apresentado uma parte do software gerado no PICC:

```

PCW C Compiler IDE
File Project Edit Options Compile View Tools Debug Help
Microchip 14 bit
pressao.c

#include <16f877a.h> //Inclui a biblioteca p/ o ucontrolador PIC16F877A.
#define adc=10
#define delay (clock=4000000) //Cristal oscilador 4Mhz.
#define fuses xt, nowdt, put, brownout, nolvp
//#use RS232(baud=4800,xmit=PIN_C6,rcv=PIN_C7)
#include <mod_lcd.c> //Inclui a biblioteca do módulo LCD (Fabio Pereira).
#define Esvazia pin_C1 //Pino RC1 como saída p/ esvaziar compressor.
#define Aciona_Motor pin_C2 //Pino RC2 como saída p/ inflar a bomba através de um compressor.

/*
velocidade de transmissão 4800 bps, sem paridade, 8 bits de dados.
RC6 pino de transmissão.
RC7 pino de recepção (não utilizado).
*/

void init_adc(); //Função de inicialização do ADC.

void main() //Função principal.
{
//unsigned long ad0, ad1 = 0;
unsigned long valor1, valor2 = 0;
float Min, Max, Media, P1, P2 = 0;
lcd_ini();

output_b(0x00); //Limpa o Port B.
output_c(0x00); //Limpa o Port C.
output_d(0x00); //Limpa o Port D.
output_e(0x00); //Limpa o Port E.

lcd_escreve ('\f'); //Apaga o display.
}

```

Figura – 3.10: Programa compilado no PICC, semelhante ao MPLAB.

Os includes são declarações de algumas bibliotecas e do tipo de microcontrolador utilizado PIC16F877A, bit do microcontrolador, delay de 4 milissegundos, pinos e registradores usados, a biblioteca do LCD e algumas ações como acionar o pino para a bomba.

CAPÍTULO 4- MODELO PROPOSTO

4.1 – Apresentação do Modelo Proposto

Na figura 4.1, é apresentada uma visão geral do protótipo do projeto

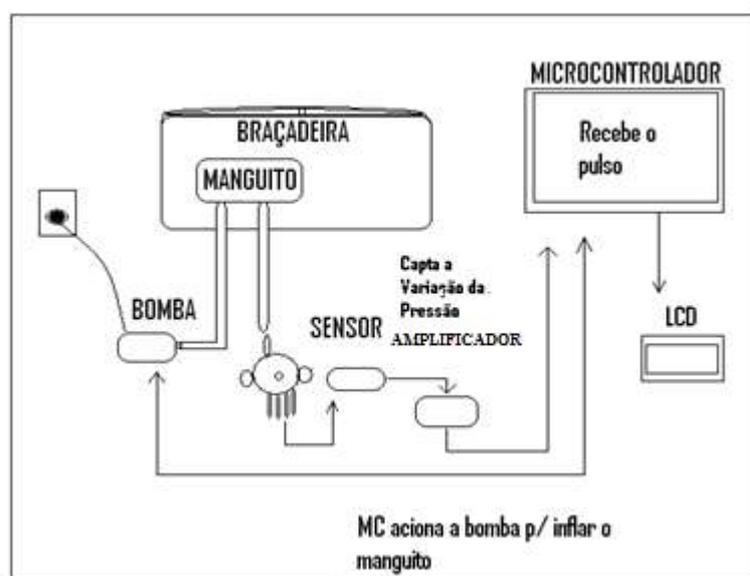


Figura – 4.1: Visão geral do protótipo do projeto.

A braçadeira com o manguito embutido, do lado direito a bomba infladora, no centro o sensor de pressão relativa conectado a dois circuitos amplificador e filtro, ligados ao microcontrolador e exibido no LCD.

Atuando como central de controle, o microcontrolador, responsável por iniciar o processo de inflação, aciona a bomba a inflar e o sensor de pressão – conectado a um circuito amplificador, capta a variação pulsórica, envia os dados para o microcontrolador, que são exibidos no display LCD. A braçadeira pressiona a artéria braquial impossibilitando a passagem sanguínea, dado a compressão do manguito inflado, feita pela bomba infladora num período de 8 segundos; esta cessando o seu processo, dá espaço ao sensor de pressão relativa que passa a captar as variações pressóricas ocorridas no interior da artéria. Os dois valores de pressão máxima e mínima, ou pressão sistólica e diastólica, captados no momento em que o fluxo tenta voltar ao seu ritmo e quando já se encontra livre.

A deflação é feita via válvula. O sensor capta a variação pulsórica braquial, de acordo com a calibração fórmula de cálculo tensão x mmHg realizada no interior do microcontrolador, e exibe no LCD os valores almejados Pressão Máxima e Mínima. O LCD também é controlado pelo MC.

4. 2 – Descrição das Etapas do Processo

No início do projeto, mediante alguns testes realizados, alguns hardwares foram descartados. Inicialmente foi cogitada a utilização de um microfone de eletreto, para captação da variação da artéria braquial, como sensor, não correspondeu às perspectivas do projeto, captava todos os ruídos do ambiente, quando anexada a artéria braquial. Foram feitos diversos testes para minimizar o ruído captado, tais como, a utilização de um revestimento, bexiga/balão acondicionando o microfone, sem sucesso.

Foi então, feita uma nova tentativa utilizando o microfone dentro de uma tampinha de garrafa Pet (refrigerante), coberto com o balão, para revestimento acústico. Porém, não se obteve nenhum sucesso, pois o ruído persistia e se apresentava nível de tensão maior que o sinal que se desejava captar (visualizado no osciloscópio).

Desta forma, os testes com o microfone de eletreto foram descartados.

O passo seguinte foi a busca do real sensor de pressão relativa que pudesse corresponder aos anseios do projeto. O sensor mais viável para a aquisição, no projeto foi o sensor de Pressão Relativa da Motorola MPC2050GP. Com o sensor conectado a um circuito amplificador confeccionado na placa de proto-board, e a bomba da OKEN SEIKO, denominada ROLLING POP, foram iniciados os testes, sem visualização no osciloscópio, mas com multímetro. Segue a imagem da montagem do circuito amplificador e o sensor na figura 4.2:

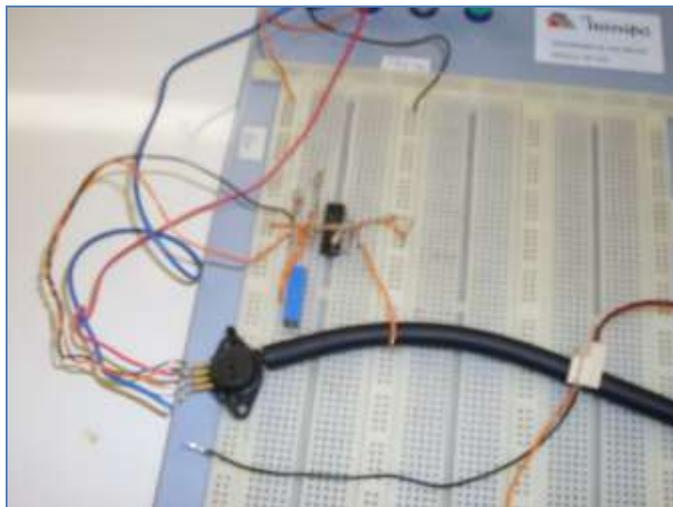


Figura – 4.2: Sensor com amplificador nos primeiros testes.

O sensor está conectado a uma tensão de 5 V, a mesma do CI LM324 que, em conjunto com os resistores e um trimpot constituem o circuito amplificador. O sinal vindo do sensor é conectado ao circuito amplificador e enviado ao microcontrolador.

Para que as informações do sensor pudessem ter consonância com a pressão em mmHg, foi feita uma calibração. Com um manômetro aneróide, o mesmo utilizado nos aparelhos manuais, estando encaixado em uma das mangueiras da braçadeira, com uma junção em forma de “T” anexa entre eles, e o sensor de pressão relativa, anexo à outra, deu-se o processo de calibração. O Manômetro utilizado para a calibração do sensor de pressão relativa foi extraído de um verificador de pressão aneróide, do fabricante MISSOURI (INMETRO, ML 0172001) variando de 0 a 300 mmHg. A imagem do manômetro é apresentada na figura 4.3:



Figura – 4.3: Manômetro usado para calibração.

O processo de calibração foi feito da seguinte forma:

- 1) Com braçadeira posta no braço, à altura do coração, processou-se a aferição da pressão.
- 2) Os valores foram observados ao passo que a deflação se acentuava. O manguito foi inflado até 200 mmHg, observando-se no manômetro. Com um multímetro ligado ao sensor foi obtida uma tensão de 2,51 V até 3,82.
- 3) O valor máximo inflado foi 220 mmHg, reduzindo até 150 mmHg, nesse intervalo a tensão permanecia constante a 3,80 V.

A calibração foi feita com o sensor ainda no proto-board e foi obtido uma tensão de 2,51 V para o marco zero em mmHg no manômetro obtidos com a calibração manômetro x sensor. Assim percebeu-se que na há uma linearidade com os valores obtidos.

Tabela 4.01. - QUADRO DE OBSERVAÇÕES

mmHg	120	110	100	90	80	70	60	50	40	30	20	10	0
VOLTS	1°	3.80	3.80	3.73	3.65	3.57	3.45	3.25	3.12	2.79	2.62	2.58	2.54
	1°	X	X	X	3.74	3.69	3.64	3.59	3.54	X	2.87	2.72	2.57
	1°	3.78	3.68	3.58	3.47	3.35	3.25	3.10	3.00	2.88	2.75	2.65	2.55
	1°	X	X	3.64	3.54	X	X	3.05	3.07	X	2.90	2.67	2.51
	1°	X	X	3.70	3.59	3.38	3.23	3.13	3.03	2.97	2.83	2.69	2.55

OBS: Para os valores acima de 120 mmHg, a tensão permaneceu constante a 3.80 V.

X = valores não registrados. 1° = indica o momento da presença da pulsação.

Na tabela 4.01 são apresentados os valores encontrados no momento da calibração do sensor. Ao término da calibração pode-se concluir que havia uma variação alta do valor da tensão para com o valor em mmHg, oscilava muito, ora para mais ora para menos. A relação manométrica com a tensão do circuito.

A utilização do circuito LM324 para amplificação do sinal do sensor foi a alternativa mais viável para o projeto, por ser um amplificador operacional com três diferentes entradas, 14 pinos e voltagem de 3.0 até 32 V, vide figura 4.4:

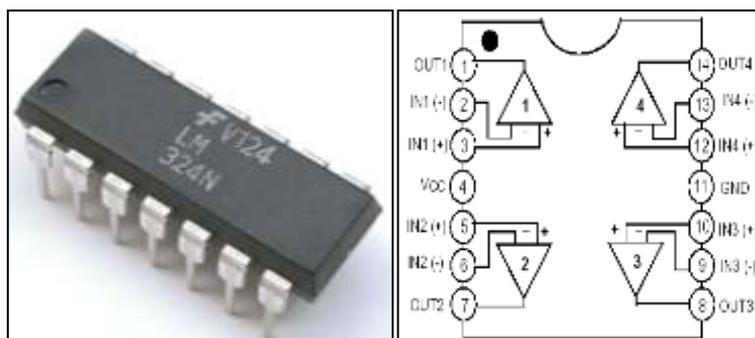


Figura – 4.4.: C. I LM324. Fonte: www.datasheet4u.com.

Apenas os pinos da lateral esquerda, figura 4.4, foram utilizados. Os pinos 3 e 5 para o sensor de pressão relativa, o pino 7 como saída para o microcontrolador, o pino 2 para alimentação dos resistores de $12.1\text{k}\Omega$, 100Ω e $20\text{k}\Omega$, o pino 1 e 6 para os resistores de 100Ω e $20\text{k}\Omega$.

Na figura 4.5 é apresentado o circuito utilizado para amplificar o sinal de tensão de saída do sensor de pressão. O ganho do circuito que depende da relação entre R_6 e R_5 , conforme mostrado na figura 4.5:

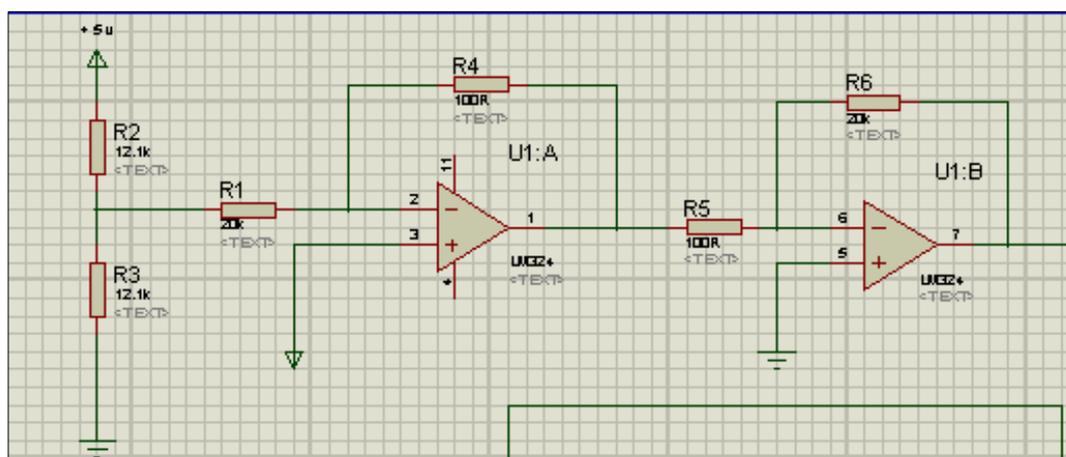
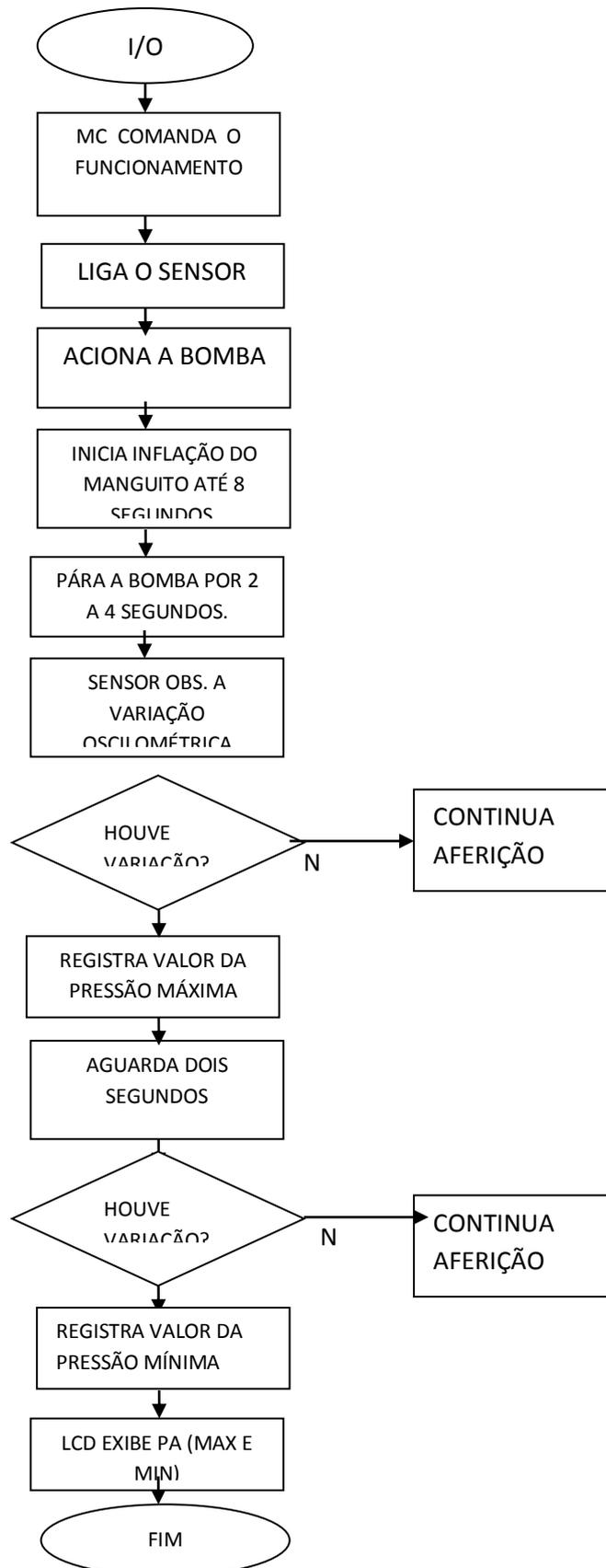


Figura – 4.5: Circuito amplificador usado. Fonte: Proteu ISIS.

Composto de dois resistores paralelos de $12,1\text{K}\Omega$, e em série com um de $20\text{K}\Omega$ e outros dois de $100\text{K}\Omega$ e por ultimo um resistor de $20\text{k}\Omega$, conectados ao CI LM324D.

4.3 – Descrição da Implementação

Para a implementação do software foi feita uma rotina de funções na qual o fluxograma descreve passo a passo cada etapa de funcionamento.



O sistema é ligado à bomba que é acionada em conjunto com o sensor de pressão. O manguito é inflado até oito segundos. Após quatro segundos começa a deflação e aparece o primeiro pulso oscilométrico captado pelo sensor, que automaticamente é gravado no microcontrolador. O processo de captação da pressão arterial máxima no programa é realizado da seguinte forma:

A) Processamento da pressão máxima:

```
valor1 = read_adc(); //Lê o valor analógico convertido p/ digital.
```

```
Max = valor1 * 5000 *(5.0/1023.0); //Converte 10 bits e o resultado em ponto flutuante.
```

```
//printf("\fPressao Max: %3.0f ",Max); //Mostra no terminal serial o valor Max.
```

```
P1 = (Max*7.501);
```

```
printf (lcd_escreve,"\fPressao Max: %3.0f ",Max); //Limpa o LCD (\f) e escreve no LCD
```

```
//a frase "Pressao Max." e o valor da pressão com 3 dígitos.
```

```
delay_ms(250); //Tempo de amostras entre as conversões.
```

B) Processamento da pressão mínima:

```
//Leitura da pressão mínima em AD0.
```

```
set_adc_channel (0); //Configura Canal AN0.
```

```
delay_ms(10); //Delay de 10ms.
```

```
//ad0 = read_adc();
```

```
valor2 = read_adc();
```

```
Min = valor2 * 5000 * (5.0/1023.0); //Converte 10 bits e o resultado em ponto flutuante.
```

```
//printf("\rPressao Min: %3.0f ",Min); //Mostra no terminal serial o valor
Min.
```

```
P2 = (Min*7.501);
```

```
printf (lcd_escreve,"\rPressao Min: %3.0f ",Min);//Escreve na linha 2 (\r) do
LCD
```

```
//a frase "Pressao Min:" e o valor da pressão com 3 digitos.
```

```
delay_ms(4000); //Tempo de amostras entre as conversões.
```

```
// Media = ((Max + Min) / 2); //Calcula a média.
```

```
//printf("\fPressao Media: %3.0f ",Media); //Mostra no terminal serial
o valor da média.
```

```
// printf (lcd_escreve,"\fPressao Med: %3.0f ",Media); //Limpa o LCD (\f) e
escreve no LCD
```

```
//a frase "Pressao Med:" e o valor da pressão com 3 digitos.
```

```
// printf (lcd_escreve,"\rMax: %3.0f Min: %3.0f ",Max, Min); //Limpa o
LCD (\f) e escreve no LCD
```

A simulação do hardware no Proteus é apresentada na figura 4.6:

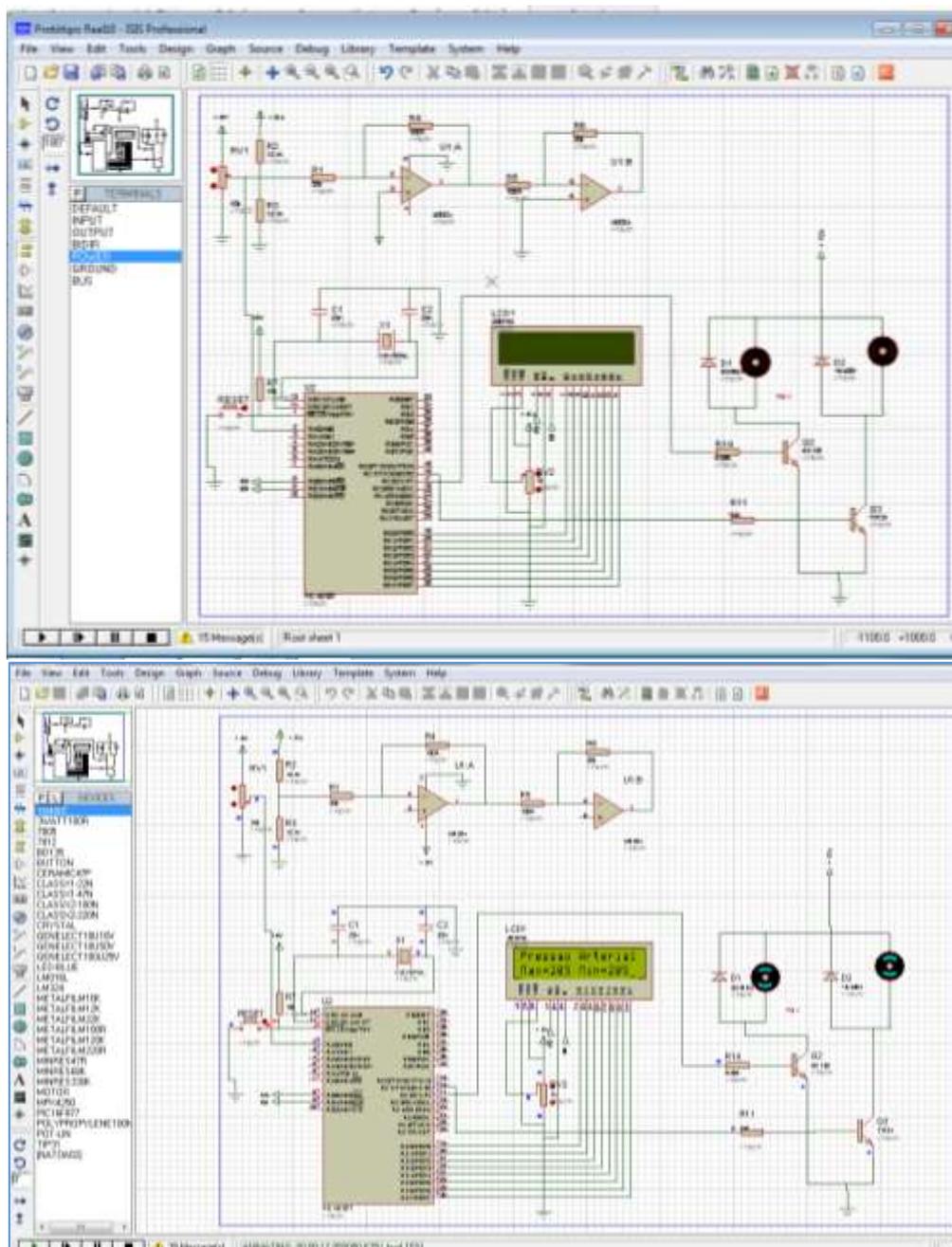


Figura – 4.6: Simulação no Proteus

Primeiro, o display LCD não exibia os valores de pressão máxima e mínima, em função do trimpot utilizado como sensor de pressão (uma vez que este sensor não é disponível no software Proteus). Após, desconectar o trimpot do amplificador LM324 e ligando-o diretamente no microcontrolador tornou-se possível a simulação com exibição dos valores de pressão máxima e mínima.

CAPÍTULO 5- APLICAÇÃO PRÁTICA DO MODELO PROPOSTO

5.1 - Apresentação de Aplicação do Modelo

No início da montagem do protótipo muitos testes foram realizados e alguns resultados em insucessos, fazendo com que algumas ideias fossem descartadas, tais como a utilização do microfone de eletreto e a aferição pelo método auscultatório.

A figura 5.1 mostra a primeira placa confeccionada

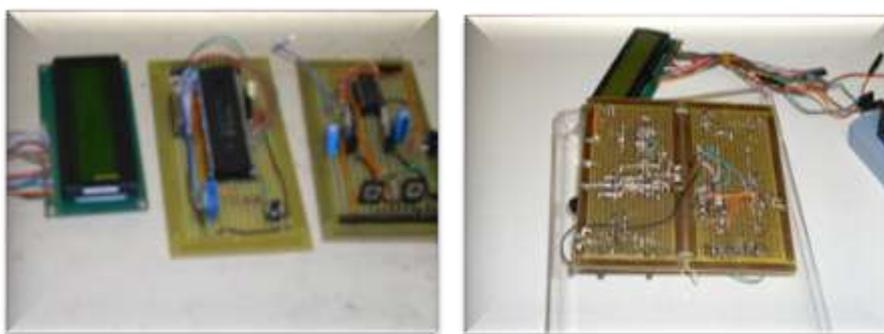


Figura – 5.1: Primeira Placa confeccionada: frente e verso.

Na figura 5.2 é apresentada a placa confeccionada em circuito impresso:

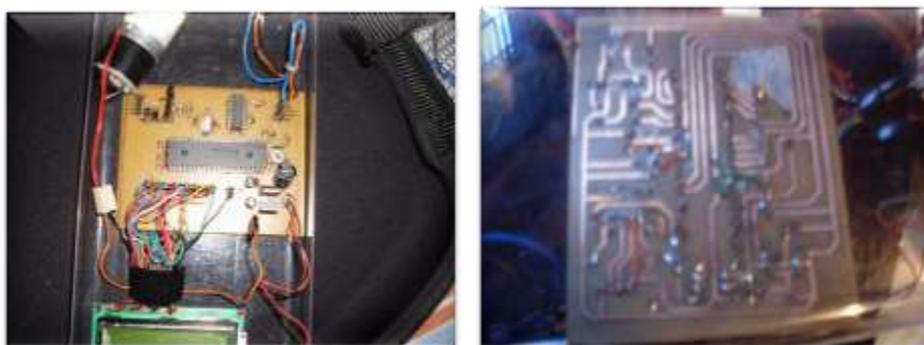


Figura – 5.3: À esquerda- Placa nova impressa e à direita seu verso.

Os testes com a placas e voltaram para os valores de máxima e mínima a serem exibidos no display.

O protótipo continuava apresentando limitações com referencia a valores de pressão máxima e mínima. No entanto o projeto estava completamente montado em dois blocos, braçadeira e circuitos, veja na figura 5.3:



Figura – 5.3: Projeto concluído.

Aa braçadeira com o manguito embutido – primeiro bloco, e os demais dispositivos em outro bloco – circuito, bomba, sensor, sendo eliminados os dispositivos externos: pera, manômetro e estetoscópio.

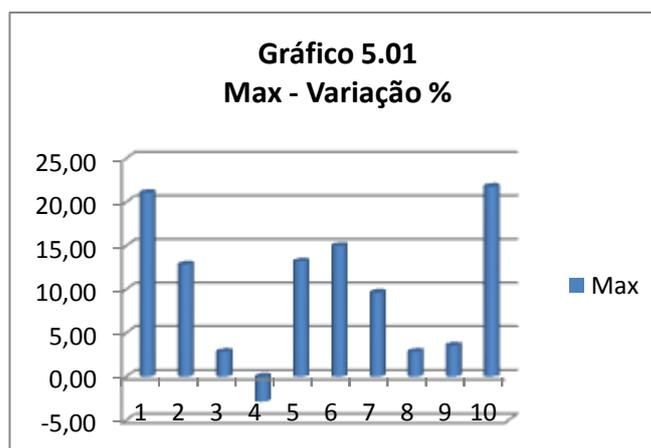
Possíveis instabilidades do projeto: com a substituição de alguns componentes no início do projeto como o CI amplificador AD 620 pelo LM324, a válvula de aquário, para vazão do ar da bomba, e o microcontrolador geraram uma alta imprecisão de valores de pressão. Os valores de pressão máxima/sistólica chegavam a patamares aproximados aos aferidos no aparelho digital, no entanto os valores de pressão mínima/diastólica variavam quase que 100%.

5.2 – Descrição da Aplicação do Modelo

Nos momento dos testes, a oscilação dos valores de pressão foram condizentes aos valores de pressão estimados na calibração do sensor com o manômetro, bem como na simulação do Proteus. Estes valores estão na tabela 5.01, vide:

	Protótipo		Aparelho Digital		Variação		Percentual %	
	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min
1	192	239	133	88	59	151	21,07	34,79
2	163	57	127	89	36	-32	12,86	-7,37
3	136	120	128	89	8	31	2,86	7,14
4	125	185	133	72	-8	113	-2,86	26,04
5	152	261	115	79	37	182	13,21	41,94
6	174	14	132	78	42	-64	15,00	-14,75
7	144	185	117	78	27	107	9,64	24,65
8	126	84	118	78	8	6	2,86	1,38
9	125	71	115	73	10	-2	3,57	-0,46
10	177	12	116	70	61	-58	21,79	-13,36

O maior valor de pressão máxima/sistólica, na relação protótipo x aparelho digital foi de 59%, enquanto para o valor de pressão mínima/diastólica variou de 151 para 182, valores mais altos. O gráfico de variação para a pressão máxima e a mínima, entre o protótipo e o aparelho digital foi de acordo com o gráfico 5. 01 – Variação da Pressão máxima em percentual.



A variação oscila entre -5 e 21 aproximadamente. Entre as séries 2, 5 6 e 7, valores de 9, 64 a 13,21, excetuando a série 6 com valor de 15%. Apresentam uma sequência de variação mais aproximada, assim como nas séries 3, 8 3 9 com valor

percentual de 2 a 3%. Bem diferente dos valores de pressão mínima diastólica, vid gráfico 5.02:



Já no caso da pressão mínima o protótipo apresentou variações maiores. Observando a série 4 e 7 com valor de 24 26%, aproximadamente. Nas séries 6 e 10 a variação de 13 e 14 % para baixo, do valor aferido no aparelho digital. Na série 1 e 5 os valores foram aproximadamente 34 a 41%. Pode-se afirmar que existe uma margem de erro considerável e que as modificações e/ou ausência de alguns equipamentos já mencionados podem ter influenciado na precisão da aferição conforme o esperado.

5.3 – Custos do modelo proposto

O Projeto não é de cunho comercial, porém gerou um custo de produção. Para aquisição de algumas peças como capacitores, resistores, display de LCD 16X2, peças pequenas de conexões para os fios, microcontrolador PIC16F877A, reguladores de tensão, e demais dispositivos que ao longo do projeto foram necessários. A estimativa de gastos, gira em torno de R\$ 70,00 (setenta reais) a R\$ 120,00 (cento e vinte reais), sem contar com o sensor de pressão relativa e da bomba infladora automática adquirida por doação, equipamentos mais caros do projeto. O sensor custava em torno de R\$ 90,00 (noventa reais) sem o adicional do frete, a bomba, por não ser muito conhecida oscilava entre R\$ 95,00 (noventa e cinco) a R\$ 110,00 (cento e dez reais). Como os aparelhos digitais do mercado oscilam entre R\$

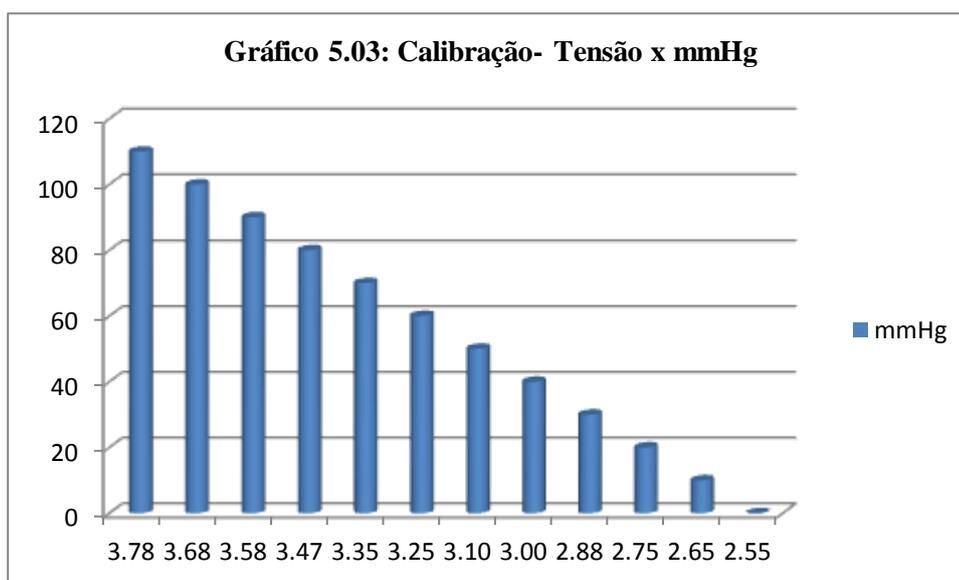
120,00 (cento e vinte) a R\$ 250, 00 (duzentos e cinquenta reais) os mais baratos, o projeto não seria tão aconselhável para venda. Seu custo de produção seria muito alto uma vez que o objetivo é ajudar na redução do valor e beneficiar o acesso, aquisição do equipamento.

5.4 – Avaliação Global do Modelo

O projeto foi de grande valia para a prática do conhecimento adquiridos nas matérias de Física, Microcontroladores, programação em C, Sistema de Sinais, Circuitos Elétricos e Máquinas, Gerência de Projetos, Português.

O protótipo ficou bem montado, o mau contato foi eliminado, possibilitando o deslocamento e manuseio sem muito mimo. Mesmo com a limitação na precisão dos dados aferidos – do hardware, equipamentos imprecisos e não bem indicados. Mas concluído com precisão do esperado – blocos distintos, com aferição aproximada, inflação automática e redução dos valores acima de 300 mmHg – transformação da tensão em mmHg. A mudança de processo de aferição foi bem sucedida, assim como a linguagem de programação.

Dentre os valores exibidos no momento da calibração do sensor com manômetro, de acordo com a tabela 01, da página 33,o que mais se ajustou a realidade do projeto, dado a linearização do sensor, foi a sequência tensão x mmHg, conforme gráfico 5.03 há uma grande variação, para mais, referente aos valores de pressão.



CAPITULO 6 – CONCLUSÕES

6.1- Conclusão

Neste trabalho foi apresentado o projeto de um protótipo Verificador de Pressão Arterial de braço – intermediário entre o utilizado pela Rede Pública de Saúde e o aparelho digital. O método utilizado para a aferição foi o oscilométrico, cuja percepção das pressões máxima/sistólica e mínima/diastólica ocorre com a análise da oscilação pulsórica. O protótipo foi desenvolvido em dois blocos: um bloco com braçadeira e manguito e o outro com uma placa de circuitos com microcontrolador, sensor, bomba, válvula e display LCD.

As medidas de pressão máxima e mínima efetuadas com protótipo não foram satisfatórias, vide capítulo 4 e 5. Acredita-se que tal imprecisão dos dados obtidos se dava aos seguintes fatores em conjunto: 1) o microcontrolador PIC16F877A utilizado, não adequado para medidores. Para tais aplicações teria sido mais adequado o microcontrolador MSP430, mais apropriado à utilização em medidores; 2) a utilização do amplificador operacional LM324 no lugar do circuito integrado OPA2277; 3) substituição da válvula de aquário no lugar de uma válvula de vazão de ar.

Os fatores acima citados foram determinados na imprecisão do protótipo. No entanto, não foi possível refazer todo o projeto, dado que muito já havia sido concluído, e reiniciar todo o projeto desde a aquisição, estudo do microcontrolador, confecção de uma nova placa de circuito impresso e uma nova programação, demandariam o esforço e o tempo de um outro projeto. Logo, conclui-se que os objetivos inicialmente traçados no projeto foram cumpridos no entanto, há uma imprecisão que impossibilita a utilização deste protótipo em situações reais, pelos fatores já explicados anteriormente.

A margem de erro obtidas para os valores de pressão máxima/sistólica ficou em torno de 59% para mais e os valores de pressão mínima/diastólica ficou em torno de 150 a 190%.

6.2- Sugestões para Trabalhos Futuro

Sugestões para trabalhos futuros: a confecção de uma nova placa com os dispositivos específicos microcontrolador MSP430 da Texas, CI AD 620 para amplificação do sinal, OPA 2277 CI para criação de filtro caso haja ruídos, utilização do método oscilométrico, para obter os valores de pressão máxima e mínima.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] - MION JR., Décio; NOBRE, Fernando; GOMES, Marco Antônio Mota. *MRPA Monitoração Residencial da Pressão Arterial - Como Fazer e Interpretar*. 1ª Ed. - Barueri, SP: Ed. Manole, 2006: p. 11, 16, 21, 29, 32, 35, 36, 37, 38, 40, 64, 72, 77, 85, 87, 105.
- [2] - PÓVOA, Rui. *Hipertensão Arterial na Prática Clínica*. São Paulo: Ed. Atheneu, 2007: p.1 – 10, 28.
- [3] - RIBEIRO, Robespierre da Costa. LOTUFO, Paulo A. *Hipertensão Arterial Diagnóstico e Tratamento*. 1ª. Ed. -São Paulo: Ed. Sarvier, 2005: p. 3 – 5.
- [4] - TAVARES, Luis A. LIMA, Eliudem G. VASQUEZ, Elisardo C. São Paulo: Fundo Editorial Byk, 1989: p. 11.
- [5] - PIERINI, Angela M. G. *Hipertensão Arterial*. Barueri. 1ª Ed. – S. P: Editora Manole, 2004: p. 11, 15 – 17,29.
- [6] - BRANDÃO, Andréa A. AMODEO, Celso. NOBRE, Fernando. Fuchs, Flávio D. *Hipertensão*. São Paulo: Editora Elsevier, 2006: p. 3, 217, 367.
- [7] - MION JR., Décio. OIGMAN, Wille. NOBRE, Fernando. *MAPA Monitoração Ambulatorial da Pressão Arterial*. 3ª. Ed. – São Paulo: Editora Atheneu, 2004: p. 1, 65, 85 - 89, 259, 267 – 268.
- [8] - RIBEIRO, Artur Beltrame. PLAVNIK, Frida Liane. *Atualização em Hipertensão Arterial Clínica Diagnóstica e Terapêutica*. 2ª. Ed. - São Paulo: Editora Atheneu, 2007: p. 3 - 7,9- 16, 27 – 32.
- [9] - BOYLESTAD, Robert; NASHELSKY, Louis. *Dispositivos Eletrônicos e Teoria de Circuitos*. 5ª Ed. Editora Prentice-Hall do Brasil, 1994: p. 605 – 661 e 6ª Ed. Editora LTC, 1999: p428-500.
- [10] SOUZA, David Jose de. Lavinia, Nicolás César. *Conectando o PIC16F877A Recursos Avançados*. São Paulo, 1971. 1ª Edição. Ed. Erica Ltda.
- [11]- BRANDÃO, Andréa A. AMODEO, Celso. NOBRE, Fernando. FUCHS, Flávio D. *Hipertensão*. Editora Elsevier, RJ, 2006: p.3-13, [01] p.108 [03] p.109 [04]
- [12] - GROOVER, Mikell P. *Automation, Production Systems, and Computer -*

Integrated Manufacturing. Teoria e Produção de Processamento Digital de Sinais. Secondedition, 2003: P.107

[13] - O'BRIEN, E. BEEVERS, D. G. MARSHALL, H. J. *Manual de Hipertensão.* 3ª Ed. Editora Santos - São Paulo, 1996: p.9. [02]

[14] - MION JR, Décio. OIGMAN, Wille. NOBRE, Fernando. *MAPA- Monitoração Ambulatorial da Pressão Arterial.* 3 ed. Ed At. p.3-7, 83-95. [1]

[15] - THOMAZINI, Daniel. DE ALBUQUERQUE, Urbano Braga. *Sensores Industriais Fundamentos e Aplicações.* 1ª Ed. Editora Érica - São Paulo, 2007:p.17-19, 115- [6]

[16] CLOSE, CHARLES M. *Circuitos Lineares.* 2ª Edição. Ed. LTC.Rio de Janeiro, 1975. p. 1-10, 30, 43

[17] - DATASHEET - LM 324, Sensor MPX e LCD. Disponível em:
<WWW.datasheet4u.com>. Acesso em: 10. Março. 2009.

[18] – WORDPRESS – Circuitos Elétricos. Disponível em:
<<http://kenjiuhi.wordpress.com/2007/09/25/circuitos-eletricos/>>. Acessado em: 29. Abril. 2010.

[19] - COTRIM, ADEMARO A. M. B. *Instalações Elétricas.* 4ª Edição. Ed.Prentice Hall. São Paulo, 2003. p. 7, 21, 22.

[20] - IBYTES–Eletrônica. Disponível em:
<<http://www.abytes.com.br/eletronica.php?id=3>>. Acessado em: 30. Abril. 2010.

[21] - W3.UALG – Eletrônica. Disponível em:
<<http://w3.ualg.pt/~sjesus/aulas/ac/node8.html>>. Acessado em: 30. Abril. 2010.

[22] - WIKIPEDIA –Tensão e corrente elétrica. Disponível em:
<http://pt.wikipedia.org/wiki/Tens%C3%A3o_el%C3%A9trica>. Acessado em: 17. Março. 2010.

[23] - WIKIPEDIA. Filtros. Disponível em:
<http://pt.wikipedia.org/wiki/Ficheiro:Active_lowpass_filter.png>. Acessado em: 02. Abril. 2010.

[24] - CERULLI, Marcelo. *Método oscilométrico de medição da Pressão Arterial.* Faculdade de Engenharia Industrial. SP.30. Janeiro. 2001. p. 110- 112.

- [25] – Revista Brasileira de Anestesiologia, Disponível em http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S003470942004000100006&script=sci_arttext.> Acessado em: 23.junho.2010
- [26] – DOS SANTOS, Wildson Luiz Pereira. MÓL, Gerson de Souza. *Química e Sociedade*. Vol. Unico. Editora Nova Geração. São Paulo, 2005. p. 107-110
- [27] – Mundo Físico. Pressão Relativa. Disponível em: www.mundofisico.joinville.undesc.br/PreVestibular/2005-1/mod1/node14html.> Acessado em: 28.Junho.2010.
- [28] – Twenga: Manguito. Disponível em www.twenga.com.br/dir-Esportes,Ciclismo,Mangu...> Acessado em 30. Junho. 2010.
- [29] – SCRIBD: Regulador de tensão, Monitoração da PA. Disponível em <http://www.scribd.com/doc/7697324/Regulador-de-Tensao>>. Acessado em: 30. Junho. 2010.
- [30] – Okenseiko: Bomba infladora. Disponível em <http://www.okenseiko.com/en/product/rollingpump/liquid/>>. Acessado em 13.novembro. 2009.
- [31] Americanas: Medidores de Pressão Digital. Disponível em: http://www.americanas.com.br/AcomLine/582/53716?par=googlegrupo435&WT.src_h=1 > Acessado em; 30.Junho.2009.
- [32] - Bioperson - Esfigmomanômetro. Disponível em: www.bioperson.cl/index.php?main_page=index...>. Acessado em: 12. Janeiro. 2009.
- [33] – MPLAB. Disponível em: www.vidal.com.br>. Acessado em: 12. Fevereiro. 2009.
- [34] – PEREIRA, Fabio. *Programação em C*. 7ª Edição. Ed. Erica. São Paulo, 2007.
- [35] – MPLAB. Disponível em: www.microchip.com>. Acessado em 12. Janeiro. 2009.
- [36] – BERNUDEZ, Arturo Sandoval. *Proteus (Isis, Ares)*.

BIBLIOGRAFIA COMPLEMENTAR

- FILHO, JOÃO MAMEDE. *Manual de equipamentos elétricos*. 3ª Edição. Ed. LTC. Rio de Janeiro, 2005. p.557, 652,662.
- MEDEIROS, Renato. JAHNECKE, Cesar Augusto Nogueira. *Educação Tecnologia Construção de Sensores*
- *Novas Tecnologias, Novos Sensores*
- NASCIMENTO, F. A. O. DA ROCHA, T. M. G. A. BARBOSA, I. G.SENE JUNIOR, H. S. CARVALHO, H. S. *Uma Rede de Sensores para Monitoração do Corpo humano com suporte a Programação*. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica. Vol.23. nº.03.dezembro 2007. p.231
- HAVYKIN,Simon. VENN, Barry Van. *Sinais e Sistemas*.
- NICOLOSI, Denys E.C.Enio. *Treino de Instrumentação de Hardware e Software*.
- Monografia: *Ação Remota de Dispositivos,ENG02/07 20168423Microcontroladores Família 8051*.
- NICOLOSI, Denys E.C. *Microcontrolador 8051 Detalhado*. 5ª Ed. Editora Erica
- GIMENEZ, Salvador P*Microcontrolador 8051 – Teoria de Hardware e Software Aplicações em Controle. Digital Laboratório/Simulação*. Ed. Person. Educação
- *Monitoração domiciliar de Glicose e Pressão Arterial*: Thilor, J. R.
- MURRAY EISTEIN, M.D; JAMES R. Oster, M.D *Hipertensão uma abordagemprática*. - Rio de Janeiro. Ed.Edição Original 1985 Vol. P.
- WIKIPEDIA - Sensores. Disponível em: <pt.wikipedia.org/wiki/Sensor>. Acessado em: 5. Janeiro. 2009. [4][7]
- SENSOR DO BRASIL – Sensores. Disponível em: <www.sensordobrasil.com.br>. Acessado em: 5. janeiro. 2009.
- SABER ELETRÔNICA – Circuitos. Disponível em:

<sabereletronico.com.br>. Acessado em: 5. Janeiro. 2009.

- Nutrimais – *Parologia Pressão Alta Hipertensão*. Disponível em: <<http://www.nutrimais.com/nutri/patol/ha.asp>>. Acessado em: 5. Janeiro. 2009. [2]
- SABER ELETRÔNICO – Sensores. Disponível em: <www.sabereletronica.com.br/secoes/leitura/403>. Acessado em: 5. Janeiro. 2009.
- MICRO SENSORES – Sensores. Disponível em: <www.microsensor.cn
- CIA SHOP>. Acessado em: 15. Janeiro. 2009.
- ZURA- Microfones. Disponível em: <www.Zura.com.br/Microfones>. Acessado em: 15. Fevereiro. 2009.
- ASHCROFT – Microfones. Disponível em: <www.ashcroft.com.br>. Acessado em: 15. Fevereiro. 2009.
- PCA – Microfones. Disponível em: www.pca.com. Acessado em: 15. Fevereiro. 2009.
- MICROFONE – Microfones. Disponível em: <www.microfone.jor.br/roquette.htm>. Acessado em: 15. Fevereiro. 2009.
- IFRJ – microfones. Disponível em: <www.if.ufrj.br>. Acessado em: 15. Fevereiro. 2009.
- PORTAL BRASIL – Pressão Arterial. Disponível em: <www.portalbrasil/net/medicinapressao.htm>. Acessado em: 15. Maio. 2009.
- PUC RIO- Pressão Arterial. Disponível em: <www.2dbd.puc.riob/pcrgamum/tesesabertas>. Acessado em: 15. Março. 2009.
- TMG ELETRÔNICA- Eletrônica. Disponível em: <www.tmgeletronica.com.br/MaisProduto.asp?>. Acessado em: 15. Abril. 2009.
- MICRO GENIUS- Braçadeira. Disponível em: <www.microgenius.com.br/shop/detalhes.asp?id=2...>. Acessado em: 14. Março. 2009.

- BIT 9 SOLUÇÕES P/LABORATÓRIOS ESCOLARES – Microcontrolador. Disponível em: <www.bit9.com.br/novo_site/MPIC84.htm>. Acessado em: 15. Março. 2009.
- DRASHIRLEY DE CMPOS - Microcontroladores PIC. Disponível em: <http://www.drashirleydecampos.com.br/noticias/9930_05/05/09>. Acessado em: 15. Maio. 2009.
- PEREIRA, Fabio. *Microcontroladores PIC Programação em C*. 4ª Edição
- ASTA MEDICA- Pressão Arterial/Hipertensão. Disponível em: <www.astamedica.com.br>. Acessado em: 20. Maio. 2009.
- NIPE UNB – Técnicas de Medir Pressão. Disponível em: <www.unb.br/fs/enf/nipe/tecnicapa.html>. Acessado em: 20. Fevereiro. 2009.
- COOPERATIVA DO FITNESS – Pressão. Disponível em: <www.cdof.com.br/avalia4.htm>. Acessado em 21. Fevereiro. 2009.
- LA BIT – Microcontrolador. Disponível em: <www.labit.com.br>. Acessado em: 27. Fevereiro. 2009.
- OKENSEIKO – Bomba infladora automática. Disponível em: <<http://www.okenseiko.com/ja/prod/rollingP/liquid/#>>. Acessado em: 09. novembro.2009.
- DATASHEET – Microcontrolador MSP430 da Texas. Disponível em: <www.datasheet4u.com>. Acessado em 19.06.2011.

APÊNDICE A – PROGRAMADESENVOLVIDO BIBLIOTECA

```

#include <16f877A.h> //Inclui a biblioteca p/ omicrocontrolador PIC16F877A.

#define adc=10

#include <delay.h> //Cristal oscilador 4Mhz.

#include <xc.h> //fuses xt, nowdt, put, brownout, nolvp

//#use RS232(baud=4800,xmit=PIN_C6,rcv=PIN_C7)

#include <mod_lcd.c> //Inclui a biblioteca do módulo LCD (Fabio Pereira).

#define Esvazia_pin_C1      //Pino RC1 como saída p/ esvaziar compressor.

#define Aciona_Motor_pin_C2 //Pino RC2 como saída p/ inflar a bomba através de
um compressor.

/*velocidade de transmissão 4800 bps, sem paridade, 8 bits de dados.
RC6 pino de transmissão.RC7 pino de recepção (não utilizado).*/

void init_adc();      //Função de inicialização do ADC.

void main() //Função principal.
{
//unsigned long ad0, ad1 = 0;

    unsigned long valor1, valor2 = 0;

    float Min, Max, Media, P1, P2 = 0;

    lcd_ini();

    output_b(0x00); //Limpa o Port B.

    output_c(0x00); //Limpa o Port C.

    output_d(0x00); //Limpa o Port D.

    output_e(0x00); //Limpa o Port E.

    lcd_escreve ("\f"); //Apaga o display.

    init_adc(); //Configura A/D.

    output_high(Aciona_Motor); //Aciona o motor do compressor no pino RC2.

```

```

    delay_ms(8000); //(4000); //Aguarda 4 segundos.

    output_low(Aciona_Motor); //Desliga o motor do compressor.

//Para fazer a leitura da pressão uma única vez, comente o laço do {...}while(TRUE);

//para nova leitura da pressão aperte o botão de reset do ucontrolador.

//Caso a leitura da pressão seja contínua, retire os comentários no laço
do {...}while(TRUE);

//Leitura da pressão máxima em AD0.

    //do //{

    set_adc_channel (0); //Configura Canal AN0.

    delay_ms(10); //Delay de 10ms.

    //ad0 = read_adc();

    valor1 = read_adc(); //Lê o valor analógico convertido p/ digital.

    Max = valor1 * 5000 *(5.0/1023.0); //Converte 10 bits e o resultado em ponto
flutuante.

    //printf("\fPressao Max: %3.0f ",Max); //Mostra no terminal serial o valor Max.

    P1 = (Max*7.501);

    printf (lcd_escreve,"\fPressao Max: %3.0f ",Max); //Limpa o LCD (\f) e escreve
no LCD

        //a frase "Pressao Max:" e o valor da pressão com 3 digitos.

    delay_ms(250); //Tempo de amostras entre as conversões.

/*Caracteres especiais:

\f - limpa display, \n - nova linha, \b - retorna um caractere, \r - retorno de carro, \g -
beep.*/

    output_high(Esvazia); //Esvazia o compressor no pino RC1.

    delay_ms(3000); //Aguarda 3 segundos.

    output_low(Esvazia); //Compressor vazio.

    delay_ms(250);

    output_high(Esvazia);

    delay_ms(250);

```

```

    output_low(Esvazia); //Compressor vazio.

    delay_ms(250);

    output_high(Esvazia);

    delay_ms(250);

    output_low(Esvazia);

//Leitura da pressão mínima em AD0.

    set_adc_channel (0); //Configura Canal AN0.

    delay_ms(10); //Delay de 10ms.

    //ad0 = read_adc();

    valor2 = read_adc();

    Min = valor2 * 5000 * (5.0/1023.0); //Converte 10 bits e o resultado em ponto
flutuante.

    //printf("\rPressao Min: %3.0f ",Min); //Mostra no terminal serial o valor Min.

    P2 = (Min*7.501);

    printf (lcd_escreve,"\rPressao Min: %3.0f ",Min); //Escreve na linha 2 (\r) do
LCD

        //a frase "Pressao Min:" e o valor da pressão com 3 digitos.

    delay_ms(4000); //Tempo de amostras entre as conversões.

//    Media = ((Max + Min) / 2); //Calcula a média.

        //printf("\fPressao Media: %3.0f ",Media); //Mostra no terminal serial o valor
da média.

//    printf (lcd_escreve,"\fPressao Med: %3.0f ",Media); //Limpa o LCD (\f) e escreve
no LCD

        //a frase "Pressao Med:" e o valor da pressão com 3 digitos.

//    printf (lcd_escreve,"\rMax: %3.0f Min: %3.0f ",Max, Min); //Limpa o LCD (\f) e
escreve no LCD

//    delay_ms(4000);

    //}while(TRUE);

} //Fim da função void main.

```

```

void init_adc(void) //Configura Canal 0 em RA0 como entrada A/D.

{

    //setup_adc_ports(ALL_ANALOG); //Configura todos os pinos do Port A como
    analógicos.

    setup_adc_ports(RA0_RA1_RA3_ANALOG);

    setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL); //Clock A/D interno.

    set_adc_channel(0); //Configura Canal AN0.

    //set_adc_channel(1); //Configura Canal AN1.

}

/*****
/* MOD_LCD.C - Biblioteca de manipulação de módulo LCD
*/
*****/

// As definições a seguir são utilizadas para acesso aos pinos do display
// caso o pino RW não seja utilizado, comente a definição lcd_rw
#ifndef lcd_enable
#define lcd_enable      pin_e1      // pino enable do LCD
#define lcd_rs          pin_e0      // pino rs do LCD
// #define lcd_rw        pin_e2      // pino rw do LCD
#define lcd_d4          pin_d4      // pino de dados d4 do LCD
#define lcd_d5          pin_d5      // pino de dados d5 do LCD
#define lcd_d6          pin_d6      // pino de dados d6 do LCD
#define lcd_d7          pin_d7      // pino de dados d7 do LCD
#endif

#define lcd_type 2      // 0=5x7, 1=5x10, 2=2 linhas
#define lcd_seg_lin 0x40 // Endereço da segunda linha na RAM do LCD

// a constante abaixo define a seqüência de inicialização do módulo LCD
byte CONST INI_LCD[4] = {0x20 | (lcd_type << 2), 0xf, 1, 6};

byte lcd_le_byte()
// lê um byte do LCD (somente com pino RW)
{
    byte dado;
    // configura os pinos de dados como entradas
    input(lcd_d4);
    input(lcd_d5);
    input(lcd_d6);
}

```

```

    input(lcd_d7);
    // se o pino rw for utilizado, coloca em 1
#ifdef lcd_rw
    output_high(lcd_rw);
#endif
    output_high(lcd_enable); // habilita display
    dado = 0; // zera a variável de leitura
    // lê os quatro bits mais significativos
    if (input(lcd_d7)) bit_set(dado,7);
    if (input(lcd_d6)) bit_set(dado,6);
    if (input(lcd_d5)) bit_set(dado,5);
    if (input(lcd_d4)) bit_set(dado,4);
    // dá um pulso na linha enable
    output_low(lcd_enable);
    output_high(lcd_enable);
    // lê os quatro bits menos significativos
    if (input(lcd_d7)) bit_set(dado,3);
    if (input(lcd_d6)) bit_set(dado,2);
    if (input(lcd_d5)) bit_set(dado,1);
    if (input(lcd_d4)) bit_set(dado,0);
    output_low(lcd_enable); // desabilita o display
    return dado; // retorna o byte lido
}

void lcd_envia_nibble( byte dado )
// envia um dado de quatro bits para o display
{
    // coloca os quatro bits nas saidas
    output_bit(lcd_d4,bit_test(dado,0));
    output_bit(lcd_d5,bit_test(dado,1));
    output_bit(lcd_d6,bit_test(dado,2));
    output_bit(lcd_d7,bit_test(dado,3));
    // dá um pulso na linha enable
    output_high(lcd_enable);
    output_low(lcd_enable);
}

void lcd_envia_byte( boolean endereco, byte dado )
{
    // coloca a linha rs em 0
    output_low(lcd_rs);
    // aguarda o display ficar desocupado
    //while ( bit_test(lcd_le_byte(),7) );
    // configura a linha rs dependendo do modo selecionado
    output_bit(lcd_rs,endereco);
    delay_us(100); // aguarda 100 us
}

```

```

// caso a linha rw esteja definida, coloca em 0
#ifdef lcd_rw
    output_low(lcd_rw);
#endif
// desativa linha enable
output_low(lcd_enable);
// envia a primeira parte do byte
lcd_envia_nibble(dado >> 4);
// envia a segunda parte do byte
lcd_envia_nibble(dado & 0x0f);
}

void lcd_ini()
// rotina de inicialização do display
{
    byte conta;
    output_low(lcd_d4);
    output_low(lcd_d5);
    output_low(lcd_d6);
    output_low(lcd_d7);
    output_low(lcd_rs);
#ifdef lcd_rw
    output_high(lcd_rw);
#endif
    output_low(lcd_enable);
    delay_ms(15);
    // envia uma seqüência de 3 vezes 0x03
    // e depois 0x02 para configurar o módulo
    // para modo de 4 bits
    for(conta=1;conta<=3;++conta)
    {
        lcd_envia_nibble(3);
        delay_ms(5);
    }
    lcd_envia_nibble(2);
    // envia string de inicialização do display
    for(conta=0;conta<=3;++conta) lcd_envia_byte(0,INI_LCD[conta]);
}

void lcd_pos_xy( byte x, byte y)
{
    byte endereco;
    if(y!=1)
        endereco = lcd_seg_lin;
    else
        endereco = 0;
}

```

```

endereco += x-1;
lcd_envia_byte(0,0x80|endereco);
}

void lcd_escreve( char c)
// envia caractere para o display
{
switch (c)
{
case '\f' : lcd_envia_byte(0,1);
            delay_ms(2);
            break;

case '\n' :
case '\r' : lcd_pos_xy(1,2);
            break;

case '\b' : lcd_envia_byte(0,0x10);
            break;

default : lcd_envia_byte(1,c);
          break;
}
}

char lcd_le( byte x, byte y)
// le caractere do display
{
    char valor;
    // seleciona a posição do caractere
    lcd_pos_xy(x,y);
    // ativa rs
    output_high(lcd_rs);
    // lê o caractere
    valor = lcd_le_byte();
    // desativa rs
    output_low(lcd_rs);
    // retorna o valor do caractere
    return valor;
}

```

APÊNDICE B –DATASHEETS

LM 324

LM2902, LM2902V, NCV2902

Single Supply Quad Operational Amplifiers

The LM324 series are low-cost, quad operational amplifiers with true differential inputs. They have several distinct advantages over standard operational amplifier types in single supply applications. The quad amplifier can operate at supply voltages as low as 3.0 V or as high as 32 V with quiescent currents about one-fifth of those associated with the MC1741 (on a per amplifier basis). The common mode input range includes the negative supply, thereby eliminating the necessity for external biasing components in many applications. The output voltage range also includes the negative power supply voltage.

- Short Circuited Protected Outputs
- True Differential Input Stage
- Single Supply Operation: 3.0 V to 32 V (LM224, LM324, LM324A)
- Low Input Bias Currents: 100 nA Maximum (LM324A)
- Four Amplifiers Per Package
- Internally Compensated
- Common Mode Range Extends to Negative Supply
- Industry Standard Pinouts
- ESD Clamps on the Inputs Increase Ruggedness without Affecting Device Operation

MAXIMUM RATINGS ($T_A = +25^\circ\text{C}$, unless otherwise noted.)

Rating	Symbol	LM224 LM324, LM324A	LM2902, LM2902V	Unit
Power Supply Voltages Single Supply Split Supplies	V_{CC} V_{CC}, V_{EE}	32 ± 16	26 ± 13	Vdc
Input Differential Voltage Range (Note 1)	V_{IDR}	± 32	± 26	Vdc
Input Common Mode Voltage Range	V_{ICR}	-0.3 to 32	-0.3 to 26	Vdc
Output Short Circuit Duration	t_{SC}	Continuous		
Junction Temperature	T_J	150		$^\circ\text{C}$
Storage Temperature Range	T_{STG}	-65 to +150		$^\circ\text{C}$
Operating Ambient Temperature Range	T_A			$^\circ\text{C}$
LM224		-25 to +85		
LM224, 324A		0 to +70		



ON Semiconductor[®]

<http://onsemi.com>



PDIP-14
N SUFFIX
CASE 646

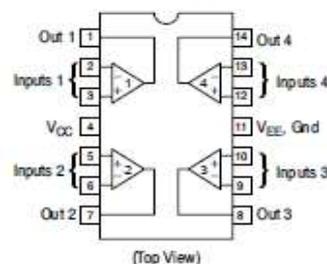


SO-14
D SUFFIX
CASE 751A



TSSOP-14
DTB SUFFIX
CASE 948G

PIN CONNECTIONS



ORDERING INFORMATION

See detailed ordering and shipping information in the package dimensions section on page 9 of this data sheet.

REGULADOR 7805

SEMICONDUCTOR
TECHNICAL DATAKIA7805AP/API ~
KIA7824AP/API
BIPOLAR LINEAR INTEGRATED CIRCUIT

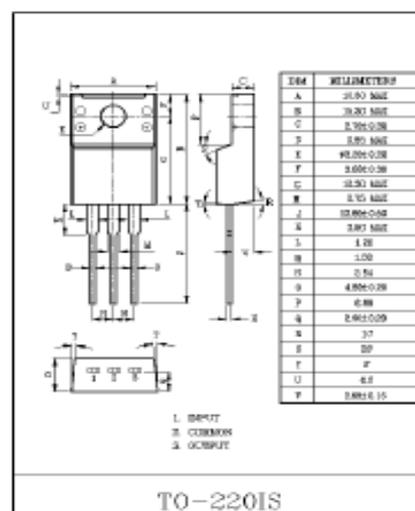
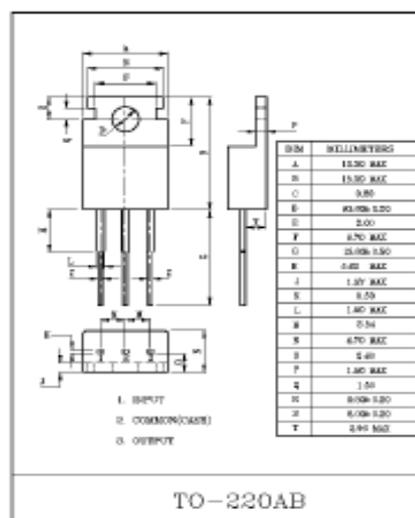
THREE TERMINAL POSITIVE VOLTAGE REGULATORS
5V, 6V, 8V, 9V, 10V, 12V, 15V, 18V, 20V, 24V.

FEATURES

- Suitable for C-MOS, TTL, the Other Digital IC's Power Supply.
- Internal Thermal Overload Protection.
- Internal Short Circuit Current Limiting.
- Output Current in Excess of 1A.
- Satisfies IEC-65 Specification (International Electrotechnical Commission).

MAXIMUM RATINGS (Ta=25°C)

CHARACTERISTIC		SYMBOL	RATING	UNIT
Input Voltage	KIA7805AP/API ~ KIA7815AP/API	V _{IN}	35	V
	KIA7818AP/API ~ KIA7824AP/API		40	
Power Dissipation (Tc=25°C)		P _D	20.8	W
Power Dissipation (Without Heatsink)	KIA7805AP/API ~ KIA7824AP/API	P _D	2.0	W
Operating Junction Temperature		T _J	-30~150	°C
Storage Temperature		T _{stg}	-55~150	°C



REGULADOR 7812

SEMICONDUCTOR
TECHNICAL DATAKIA7805AP/API~
KIA7824AP/API
BIPOLAR LINEAR INTEGRATED CIRCU

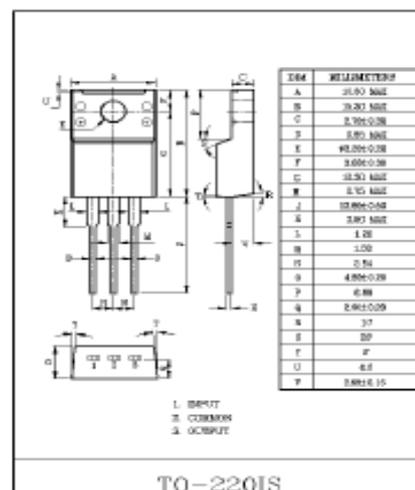
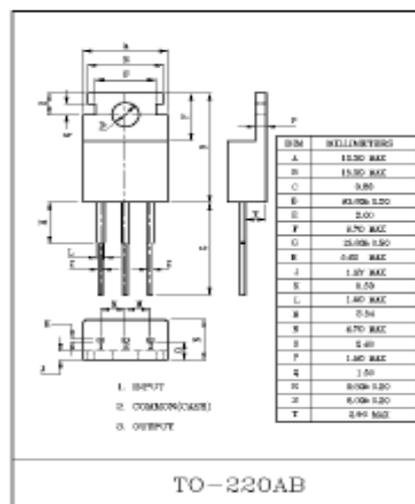
THREE TERMINAL POSITIVE VOLTAGE REGULATORS
5V, 6V, 8V, 9V, 10V, 12V, 15V, 18V, 20V, 24V.

FEATURES

- Suitable for C-MOS, TTL, the Other Digital IC's Power Supply.
- Internal Thermal Overload Protection.
- Internal Short Circuit Current Limiting.
- Output Current in Excess of 1A.
- Satisfies IEC-65 Specification. (International Electrotechnical Commission).

MAXIMUM RATINGS (Ta=25°C)

CHARACTERISTIC		SYMBOL	RATING	UNIT
Input Voltage	KIA7805AP/API~ KIA7815AP/API	V _{IN}	35	V
	KIA7818AP/API~ KIA7824AP/API		40	
Power Dissipation (Tc=25°C)		P _D	20.8	W
Power Dissipation (Without Heatsink)	KIA7805API~ KIA7824API	P _D	2.0	W
Operating Junction Temperature		T _J	-30~150	°C
Storage Temperature		T _{stg}	-55~150	°C



MICROCONTROLADOR PIC16F877



PIC16F87XA

28/40/44-Pin Enhanced Flash Microcontrollers

Devices Included in this Data Sheet:

- PIC16F873A
- PIC16F876A
- PIC16F874A
- PIC16F877A

High-Performance RISC CPU:

- Only 35 single-word instructions to learn
- All single-cycle instructions except for program branches, which are two-cycle
- Operating speed: DC – 20 MHz clock input
DC – 200 ns instruction cycle
- Up to 8K x 14 words of Flash Program Memory,
Up to 368 x 8 bytes of Data Memory (RAM),
Up to 256 x 8 bytes of EEPROM Data Memory
- Pinout compatible to other 28-pin or 40/44-pin
PIC16CXXX and PIC16FXXX microcontrollers

Peripheral Features:

- Timer0: 8-bit timer/counter with 8-bit prescaler
- Timer1: 16-bit timer/counter with prescaler,
can be incremented during Sleep via external
crystal/clock
- Timer2: 8-bit timer/counter with 8-bit period
register, prescaler and postscaler
- Two Capture, Compare, PWM modules
 - Capture is 16-bit, max. resolution is 12.5 ns
 - Compare is 16-bit, max. resolution is 200 ns
 - PWM max. resolution is 10-bit
- Synchronous Serial Port (SSP) with SPI™
(Master mode) and I²C™ (Master/Slave)
- Universal Synchronous Asynchronous Receiver
Transmitter (USART/SCI) with 9-bit address
detection
- Parallel Slave Port (PSP) – 8 bits wide with
external RD, WR and CS controls (40/44-pin only)
- Brown-out detection circuitry for
Brown-out Reset (BOR)

Analog Features:

- 10-bit, up to 8-channel Analog-to-Digital
Converter (A/D)
- Brown-out Reset (BOR)
- Analog Comparator module with:
 - Two analog comparators
 - Programmable on-chip voltage reference
(VREF) module
 - Programmable input multiplexing from device
inputs and internal voltage reference
 - Comparator outputs are externally accessible

Special Microcontroller Features:

- 100,000 erase/write cycle Enhanced Flash
program memory typical
- 1,000,000 erase/write cycle Data EEPROM
memory typical
- Data EEPROM Retention > 40 years
- Self-reprogrammable under software control
- In-Circuit Serial Programming™ (ICSP™)
via two pins
- Single-supply 5V In-Circuit Serial Programming
- Watchdog Timer (WDT) with its own on-chip RC
oscillator for reliable operation
- Programmable code protection
- Power saving Sleep mode
- Selectable oscillator options
- In-Circuit Debug (ICD) via two pins

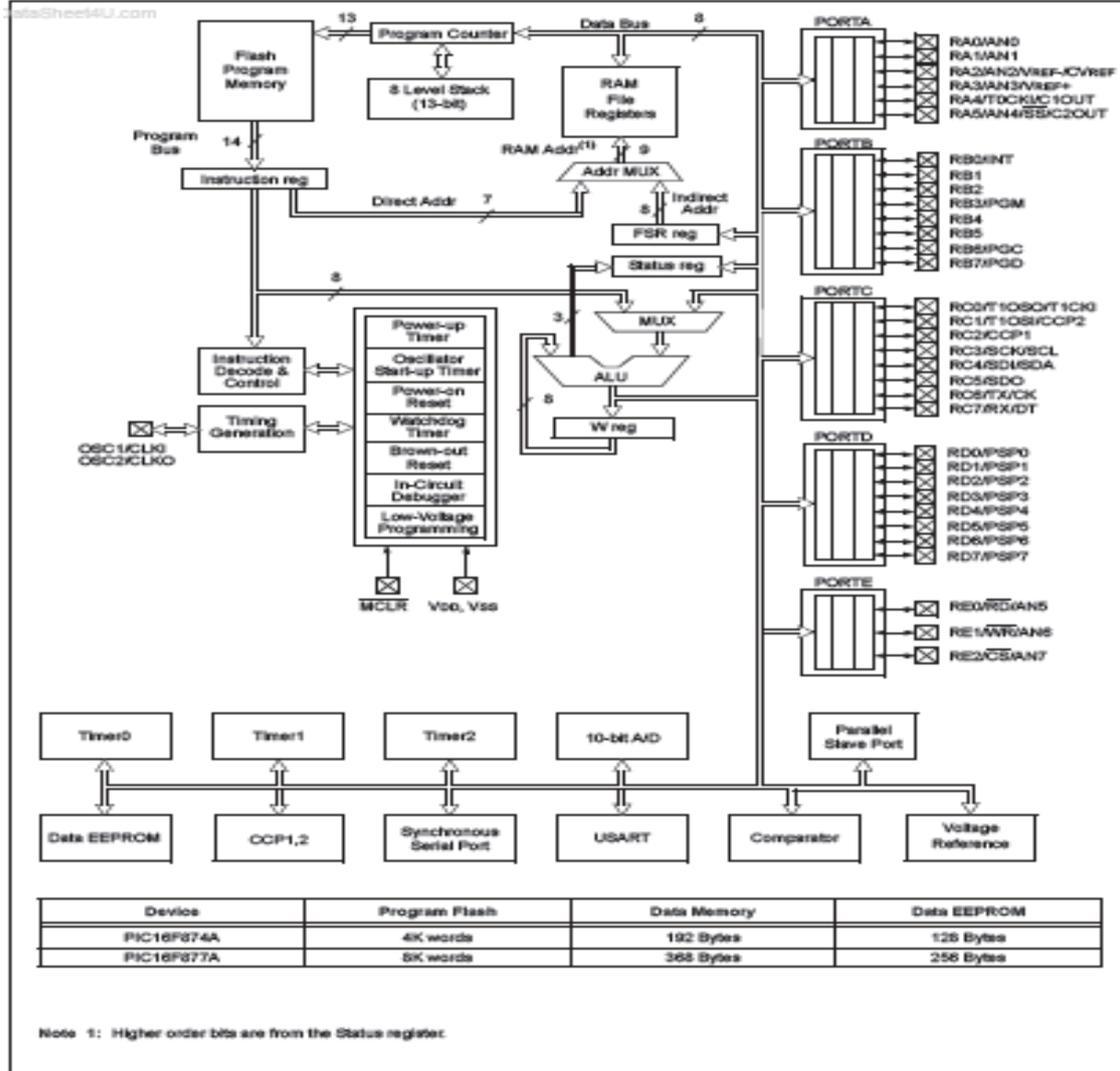
CMOS Technology:

- Low-power, high-speed Flash/EEPROM
technology
- Fully static design
- Wide operating voltage range (2.0V to 5.5V)
- Commercial and Industrial temperature ranges
- Low-power consumption

Device	Program Memory		Data SRAM (Bytes)	EEPROM (Bytes)	I/O	10-bit A/D (oh)	CCP (PWM)	MSSP		USART	Timers 8/16-bit	Comparator
	Bytes	# Single Word Instructions						8PI	Master I ² C			
PIC16F873A	7.2K	4096	192	128	22	5	2	Yes	Yes	Yes	2/1	2
PIC16F874A	7.2K	4096	192	128	33	8	2	Yes	Yes	Yes	2/1	2
PIC16F876A	14.3K	8192	368	256	22	5	2	Yes	Yes	Yes	2/1	2
PIC16F877A	14.3K	8192	368	256	33	8	2	Yes	Yes	Yes	2/1	2

PIC16F87XA

FIGURE 1-2: PIC16F874A/877A BLOCK DIAGRAM



SENSORDE PRESSÃO MPX2050

MOTOROLA
SEMICONDUCTOR TECHNICAL DATA

Order this document
by MPX2050/D

50 kPa On-Chip Temperature Compensated & Calibrated Silicon Pressure Sensors

The MPX2050 series device is a 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.

Features

- Temperature Compensated Over 0°C to +85°C
- Unique Silicon Shear Stress Strain Gauge
- Easy to Use Chip Carrier Package Options
- Ratio-metric to Supply Voltage
- Differential and Gauge Options
- $\pm 0.25\%$ Linearity (MPX2050)

Application Examples

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

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

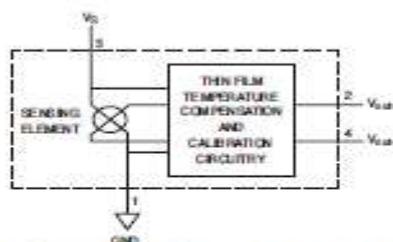


Figure 1. Temperature Compensated Pressure Sensor Schematic

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).

MPX2050 SERIES

0 to 50 kPa (0 to 7.25 psi)
40 mV FULL SCALE SPAN
(TYPICAL)



MPX2050D
CASE 344



MPX2050GP
CASE 344B



MPX2050DP
CASE 344C



MPX2050GSX
CASE 344F

PIN NUMBER

1	Gnd	3	V _S
2	+V _{out}	4	-V _{out}

NOTE: Pin 1 is noted by the notch in the package.

MSP 430 TEXAS DALLAS – MICROCONTROLADOR

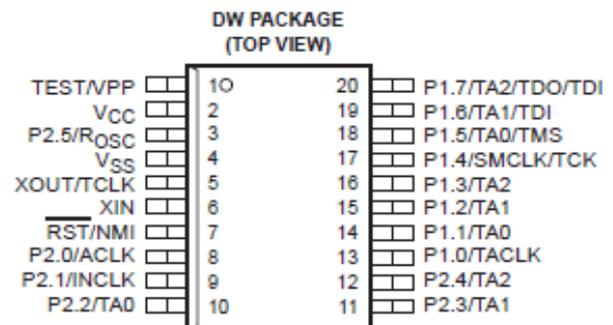
MSP430x11x MIXED SIGNAL MICROCONTROLLERS

SLAS196D– DECEMBER 1998 – REVISED SEPTEMBER 2004

- Low Supply Voltage Range 2.5 V to 5.5 V
- Ultralow-Power Consumption:
 - Active Mode: 330 μ A at 1 MHz, 3 V
 - Standby Mode: 1.5 μ A
 - Off Mode (RAM Retention): 0.1 μ A
- Wake-up From Standby Mode in less than 6 μ s
- 16-Bit RISC Architecture, 200 ns Instruction Cycle Time
- Basic Clock Module Configurations:
 - Various Internal Resistors
 - Single External Resistor
 - 32 kHz Crystal
 - High Frequency Crystal Resonator
 - External Clock Source
- 16-Bit Timer_A With Three Capture/Compare Registers
- Serial Onboard Programming
- Program Code Protection by Security Fuse
- Family Members Include:
 - MSP430C111: 2k Byte ROM, 128 Byte RAM
 - MSP430C112: 4k Byte ROM, 256 Byte RAM
 - MSP430P112: 4k Byte OTP, 256 Byte RAM
- EPROM Version Available for Prototyping:
 - PMS430E112: 4k Byte EPROM, 256 Byte RAM
- Available in a 20-Pin Plastic Small-Outline Wide Body (SOWB) Package, 20-Pin Ceramic Dual-In-Line (CDIP) Package (EPROM Only)
- For Complete Module Descriptions, Refer to the *MSP430x1xx Family User's Guide*, Literature Number SLAU049

description

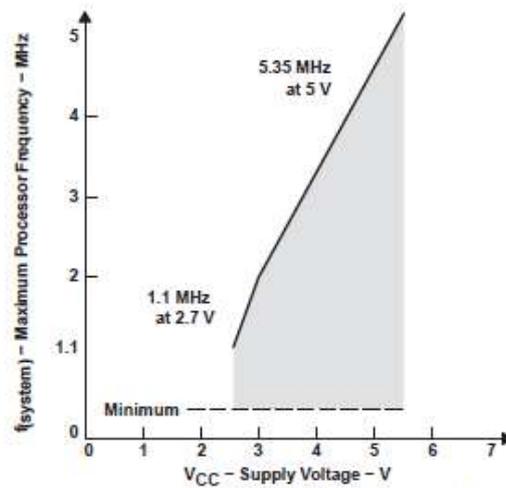
The Texas Instruments MSP430 family of ultralow power microcontrollers consist of several devices featuring different sets of peripherals targeted for various applications. The architecture, combined with five low power modes is optimized to achieve extended battery life in portable measurement applications. The device features a powerful 16-bit RISC CPU, 16-bit registers, and constant generators that attribute to maximum code efficiency. The digitally controlled oscillator (DCO) allows wake-up from low-power modes to active mode in less than 6 μ s.



MSP430x11x
MIXED SIGNAL MICROCONTROLLERS

SLAS196D- DECEMBER 1998 - REVISED SEPTEMBER 2004

recommended operating conditions (continued)



NOTE: Minimum processor frequency is defined by system clock.

Figure 2. P/E Version Frequency vs Supply Voltage