

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

DESENVOLVIMENTO DE UM CONJUNTO
TRANSDUTOR/MONITOR DE APNÉIA
PARA UTILIZAÇÃO EM UTI NEONATAL

AUTOR

: ENG. EDDIE LUIZ ALONSO JUNIOR

ORIENTADOR : PROF. DR. EDUARDO TAVARES COSTA

Este exemplar corresponde a redação final da tese
defendida por EDDIE LUIZ ALONSO SR.
Jugadora em 14.01.94 pela Comissão

[Assinatura]
Orientador

- JANEIRO 1994 -

510744

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

**Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia
Elétrica da Unicamp como parte dos requisitos para
obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica**

AUTOR : ENG. EDDIE LUIZ ALONSO JUNIOR

ORIENTADOR : PROF. DR. EDUARDO TAVARES COSTA

RESUMO

Este trabalho refere-se ao desenvolvimento, construção e testes de um conjunto transdutor/monitor de apnéia para Recém-Nascidos Pré Termo (RN-PT). Detecta a ocorrência de apnéia, ou seja, ausência da respiração, utilizando para isso um sensor sem contato físico com o RN-PT.

O aparelho desenvolvido é composto de um transdutor capacitivo, um circuito de ajuste e detecção do sinal respiratório e um circuito microprocessado. O transdutor é constituído de um oscilador de alta frequência, um demodulador FM e tem como um elemento sensor um disco metálico que age como uma das placas de um capacitor, fazendo parte do circuito tanque do oscilador. Quando a placa sensora é colocada sobre a abdome do RN-PT, forma-se então um capacitor entre o sensor e o abdome, explorando assim o efeito capacitivo. Movimentos superficiais do abdome devidos a respiração, resultarão em variação da distância sensor/abdome, variando a capacitância e causando um desvio proporcional da frequência central do oscilador.

O demodulador, sincronizado com a frequência central do oscilador, converte o desvio da frequência em uma tensão analógica. Este sinal corresponde ao sinal respiratório, é apresentado a um circuito de ajuste e detecção, que tem como objetivo filtrar, amplificar e gerar um pulso de tensão. Este pulso é apresentado na entrada de interrupção de um circuito microprocessado, permitindo o cálculo e a visualização da frequência respiratória instantânea num LCD (display de cristal líquido), além da programação dos alarmes de apnéia, taquipnéia e bradipnéia e também a sua visualização no LCD.

O equipamento construído foi testado em bancada e com pacientes e mostrou-se adequado ao uso em Unidades de Terapia Intensiva para RN-PT.

ABSTRACT

This work describes the design, construction and tests of a transducer and apnea monitor to be used in Intensive Care Units for premature babies and neonatals. The monitor is able to check respiratory signal and to detect occurrences of apnea, and its main advantage is that the transducer does not touch the premature baby.

The equipment consists of a capacitive transducer, respiratory signal adjustment and detection circuit, and an Intel 80C31 microcontroller based circuit. The transducer set contains a high frequency oscillator, a FM demodulator, and its sensor element is a metallic disk used as one of the plates of a capacitor (the other plate is the abdome of the baby). This capacitor is part of a tank circuit. Movements of the babies chest due to respiration alters the distance sensor/abdome, varying the distance between the capacitor plates and consequently its capacitance and causing a proportional deviation on the central frequency of the oscillator.

The demodulator, synchronized with the oscillator central frequency (5MHz), transforms the frequency deviation into an analog voltage. This analog voltage, corresponding to the respiratory signal, is sent to the adjustment and detection circuits to be filtered, amplified and to generate a voltage pulse. This pulse is sent to the interruption pin of the microcontroller, allowing the calculation and visualization of the instantaneous respiratory frequency, apnea timing and alarms on a liquid crystal display (LCD).

The equipment performed well in bench tests and with babies, and is adequate to be used in Intensive Care Units for premature babies.

ÍNDICE

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO.....	01
I.1. Fisiologia Respiratória Básica.....	01
I.2. Respiração no Recém-Nascido.....	11

CAPÍTULO II

MONITORES DE APNÉIA.....	17
II.1. Sensor - Termistor.....	18
II.2. Sensor - Pneumático.....	19
II.3. Sensor - Strain-Gauge.....	20
II.4. Sensor - Eletrodos Metálicos.....	21
II.5. Sensor proposto neste trabalho.....	22

CAPÍTULO III

PROJETO DO MONITOR DE APNÉIA.....	24
III.1. Transdutor.....	27
III.2. Circuito de Ajuste e Detecção do Sinal Respiratório.....	31
III.3. Circuito Microprocessado - Hardware.....	35
III.4. Circuito Microprocessado - Software.....	38
III.5. Fonte de Alimentação.....	44

CAPÍTULO IV

TESTES E RESULTADOS.....	46
IV.1. Testes em Bancada.....	46
IV.2. Testes em Pacientes.....	56

CAPÍTULO V

DISCUSSÃO.....	61
----------------	----

CAPÍTULO VI

CONCLUSÃO.....	64
----------------	----

APÊNDICE 1.....	66
-----------------	----

APÊNDICE 2.....	67
-----------------	----

APÊNDICE 3.....	73
-----------------	----

APÊNDICE 4.....	78
-----------------	----

BIBLIOGRAFIA.....	106
-------------------	-----

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

O objetivo deste trabalho é contribuir para o desenvolvimento de métodos de monitoração de apnéia que venham a permitir uma melhor atenção ao Recém-Nascido Pré-Termo.

I.1. Fisiologia Respiratória Básica

Neste capítulo são mostrados os mecanismos básicos da respiração e sua importância em Recém-Nascidos Pré-Termo (RN-PT). A primeira parte serve para situar o leitor da área de ciências exatas na fisiologia respiratória básica. Aqueles que já conhecem os assuntos aqui tratados podem passar à leitura do segundo item e aos demais capítulos sem prejuízo para a compreensão da tese.

A respiração, no sentido mais amplo, refere-se tanto ao processo pelo qual o oxigênio e gás carbônico são permutados com o meio ambiente, quanto à utilização de oxigênio e produção de gás carbônico pelas células (Selkurt, 1976).

A maioria das células do corpo humano obtém grande parte de sua energia de reações químicas que envolvem oxigênio. Além disso, as células devem ser capazes de eliminar o principal produto final dessas oxidações, o dióxido de carbono. Um organismo unicelular pode trocar oxigênio e dióxido de carbono diretamente com o meio ambiente, mas isto é obviamente impossível para a maioria das células de um organismo complexo como o ser humano, já que apenas uma pequena fração da totalidade das células (pele, revestimento gastrointestinal e respiratório) está em contato direto com o

meio externo. No homem, devido a diferenciação das espécies, foram desenvolvidos sistemas especializados para o suprimento de oxigênio e para a eliminação de dióxido de carbono. Os órgãos responsáveis pela troca de gases respiratórios com o meio ambiente são os pulmões, e é neles que ocorre a oxigenação do sangue. Componentes sanguíneos especializados também evoluíram, permitindo o transporte de grandes quantidades de oxigênio e dióxido de carbono entre os pulmões e as células (Vander, 1981).

A função principal da respiração é, portanto, o intercâmbio de gases, em que o sangue venoso misto é arterializado pela captação de oxigênio e no qual o gás carbônico proveniente do metabolismo orgânico é eliminado (Slonim e Hamilton, 1971). Se o sangue não for oxigenado devido a uma falha no sistema respiratório, o conteúdo de oxigênio do sangue decrescerá rapidamente e após 60 ou 90 segundos a pessoa fica inconsciente, morrendo em 4 ou 5 minutos.

O sistema respiratório é composto pelos pulmões, por uma série de condutos e pelas estruturas torácicas responsáveis pelo movimento do ar para dentro e para fora dos pulmões.

Para que o ar alcance os pulmões, deve passar primeiramente através de uma série de vias aéreas que ligam os pulmões ao nariz e à boca (figura 1).

O ar pode ingressar nas vias respiratórias pelo nariz ou pela boca, embora o primeiro seja a passagem normal. Penetra então na faringe (garganta), passagem comum das vias seguidas pelo ar e pelos alimentos. A faringe se ramifica em dois condutos, o esôfago pelo qual o alimento desce para o estômago e a laringe pelo qual o ar passa aos pulmões. Ela é protegida contra a entrada de alimentos pelo fechamento das cordas vocais através da estrutura da laringe. A laringe se abre em um longo tubo (traquéia), que por sua vez se ramifica em dois brônquios, cada um deles entrando em um pulmão. Dentro dos pulmões, esses brônquios principais se ramificam muitas vezes, em bronquíolos cada vez menores, e finalmente nas porções dos

pulmões. Os pulmões não são simples balões de ar, mas apresentam estruturas organizadas, que consistem em tubos contendo ar, vasos sanguíneos e tecido elástico conectivo. Os condutos aéreos dentro dos pulmões são uma continuação dos que ligam os pulmões ao nariz e à boca. Juntos, são denominados porção condutora do aparelho respiratório que se constitui numa série de tubos ocos, altamente ramificada, que têm seu diâmetro reduzido e se tornam mais numerosos a cada ramificação, de uma forma semelhante às artérias e arteríolas. Os mais finos desses tubos finalizam em sacos cegos de parede delgada, os alvéolos, que totalizam cerca de 300 milhões e são os locais de trocas gasosas dos pulmões.

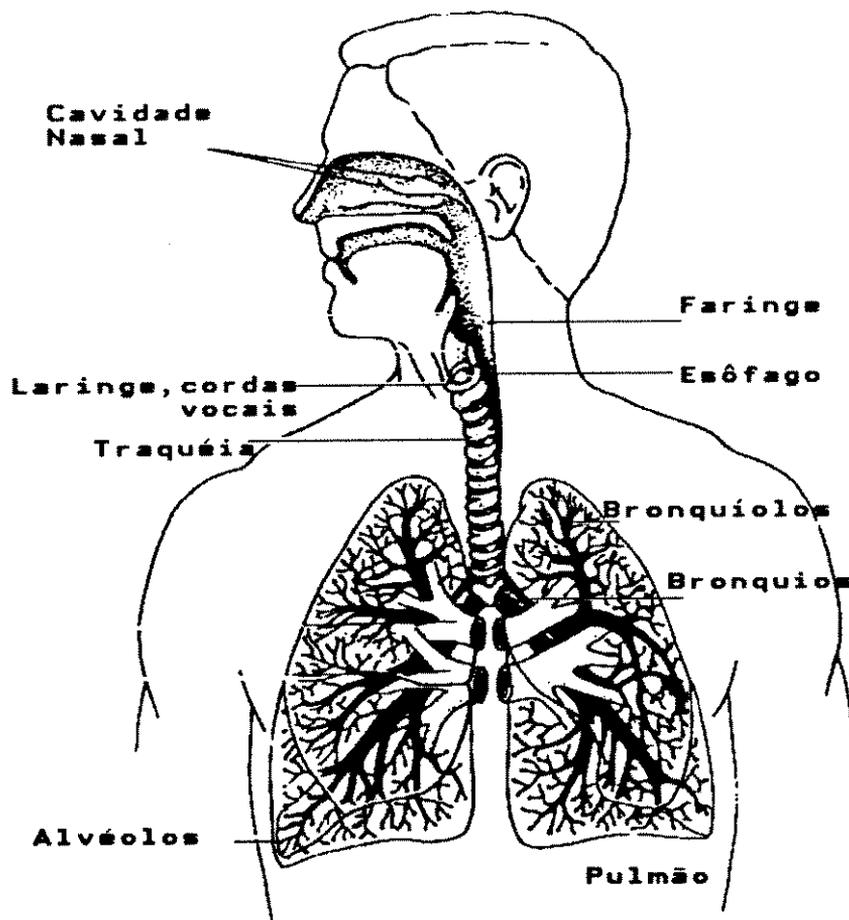


Figura 1- Organização do aparelho respiratório. Ilustração das vias respiratórias (modificado de Guyton, 1981).

Todas as porções dessas vias aéreas e alvéolos recebem o rico suprimento de sangue através de vasos sanguíneos, que constituem uma grande porção da substância pulmonar total (Vander, 1981). A membrana que compreende os alvéolos é úmida, e o oxigênio contido no ar é dissolvido por essa umidade. Nos alvéolos existem capilares derivados do sistema circulatório, através dos quais o sangue flui continuamente. O oxigênio dissolvido na superfície úmida dos alvéolos se difunde na corrente sanguínea através destes capilares. O gás carbônico contido na corrente sanguínea é também difundido através da membrana alveolar para ser expelido juntamente com o ar expirado.

Embora contenha tecido muscular e nervoso que são importantes para a regulação de seu funcionamento, os pulmões atuam passivamente como um permutador de gases. Enquanto o fluxo sanguíneo é determinado pelo bombeamento cardíaco, o fluxo aéreo nos pulmões é causado pela movimentação ativa da cavidade torácica. Os pulmões, juntamente com o coração, os grandes vasos, o esôfago, o timo e alguns nervos, preenchem completamente a cavidade torácica.

A respiração, em repouso, é realizada pela contração e relaxamento alternados do diafragma e dos músculos intercostais externos. A maior parte da movimentação do ar é realizada pela ação do diafragma (figura 2).

Na inspiração, quando o diafragma se contrai, ele abaixa e alonga a cavidade torácica (figura 2B). A contração dos músculos intercostais externos levantam as costelas e o diâmetro do tórax aumenta. Quando o tórax se alarga, o colapso das pleuras visceral e parietal causa a expansão de ambas as camadas, alargando assim os pulmões (figura 3A). Isso reduz a pressão dentro deles (pressão intra-pulmonar). A pressão intra-pulmonar atinge um mínimo no ponto médio da inspiração (aproximadamente -2mmHg, isto é, 2mmHg abaixo da pressão atmosférica) (figura 3B). A redução na pressão intra-pulmonar causa a entrada de ar nos pulmões, até que esta pressão se iguale à atmosférica.

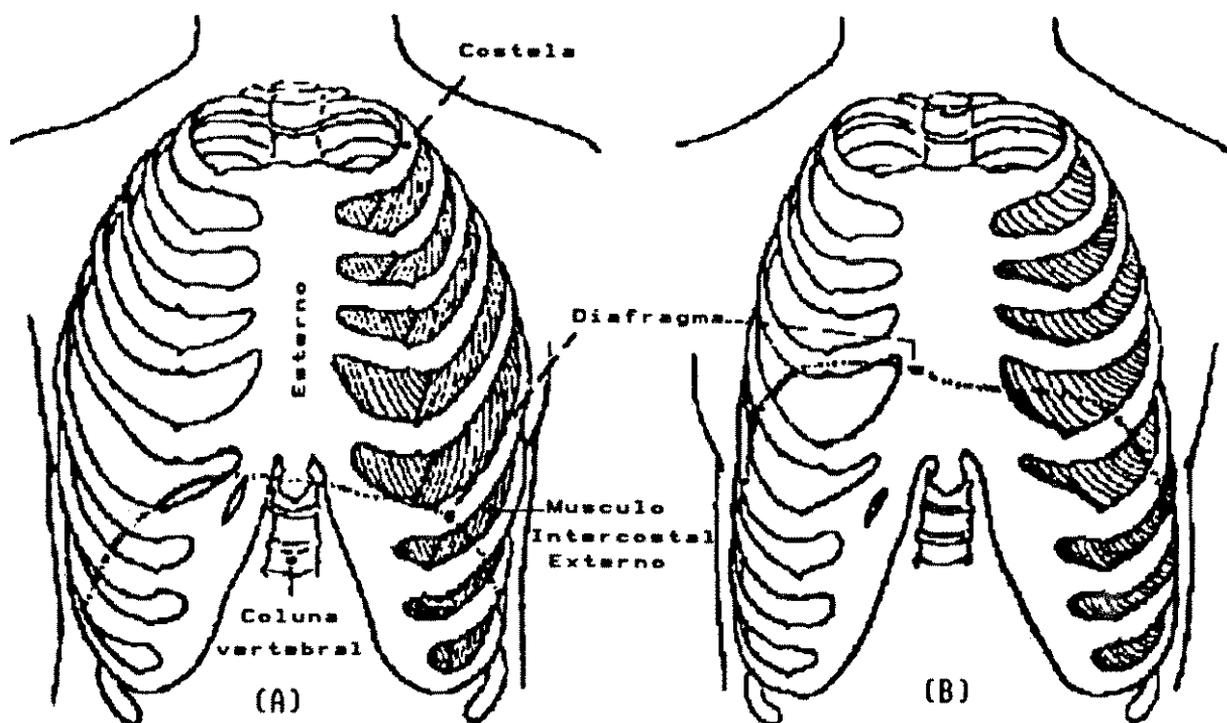


Figura 2 - Retração e expansão da caixa torácica durante a inspiração (A) e a expiração(B), ilustrando especialmente a contração do diafragma, a elevação da caixa torácica e a função dos músculos intercostais (modificado de Guyton, 1981).

A expiração é um processo passivo, ocorrendo à medida que o diafragma e os músculos intercostais externos relaxam (figura 2A). A cavidade torácica retorna ao seu tamanho de repouso e os pulmões retraem-se. A retração dos pulmões aumenta a pressão intra-pulmonar (ela alcança um máximo de cerca de 4mmHg acima da pressão atmosférica no meio da expiração), forçando o ar para fora dos pulmões. No final da expiração a pressão entre os pulmões e a atmosfera está equalizada (figura 3B).

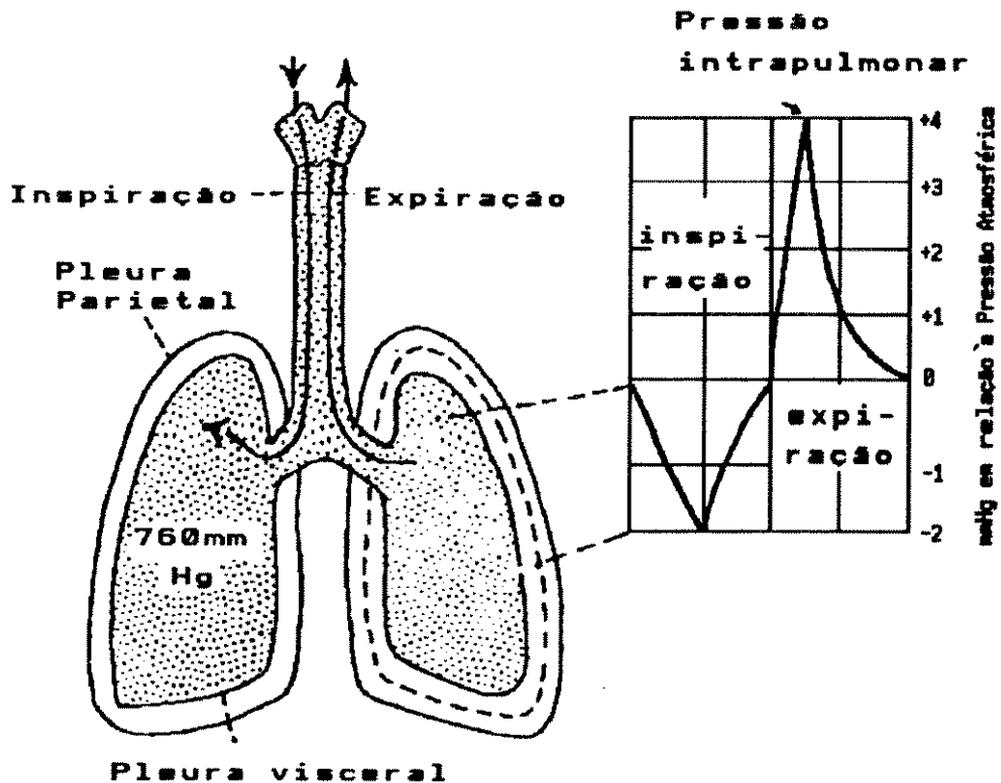


Figura 3A - Figura esquemática do pulmão e sua relação com a pressão intrapulmonar. 3B - Variação da pressão intrapulmonar durante a respiração, tomando a pressão atmosférica como referência (neste caso definida como 0mmHg) (modificado de Guyton, 1981).

O volume pulmonar em repouso num homem de estatura média é de cerca de 3 litros. A inspiração normal aumenta esse volume de aproximadamente 500ml. A inspiração máxima forçada o aumenta chegando até 6 litros. A expiração máxima forçada diminui o volume pulmonar de até 1 litro aproximadamente. A figura 4 mostra diagramaticamente a mudança do volume pulmonar que se pode esperar para um homem em repouso, e o

volume pulmonar que pode ser conseguido durante os esforços máximos de inspiração e expiração. Este registro é feito através de um expirômetro.

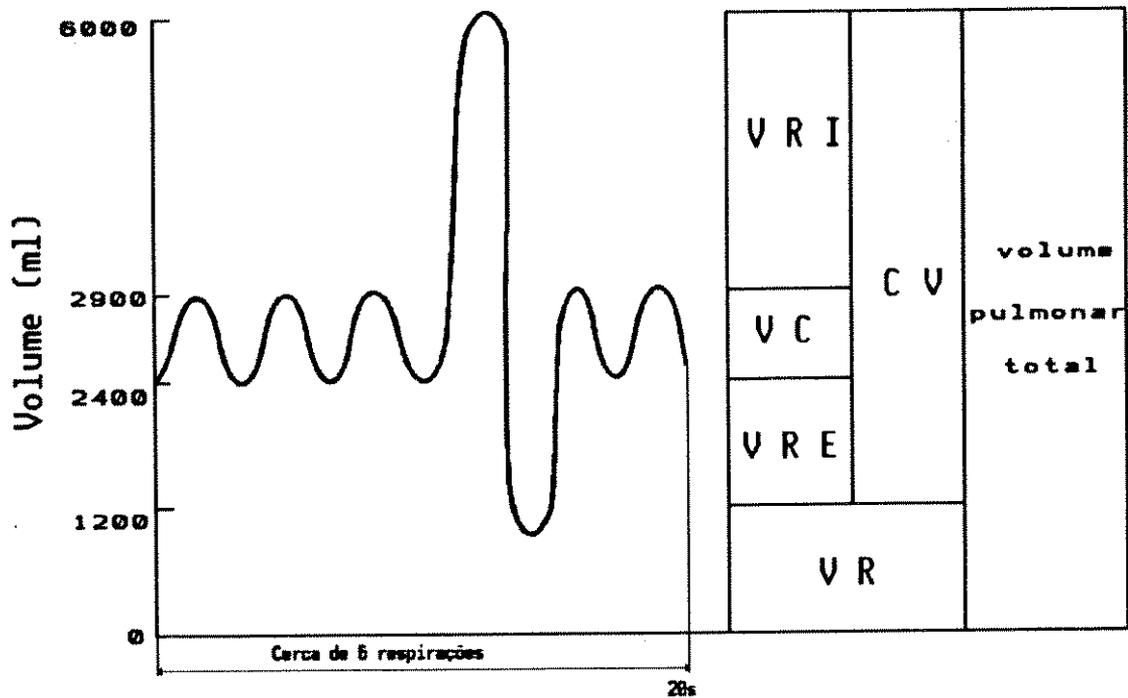


Figura 4 - Variação ao longo do tempo dos volumes e capacidades pulmonares determinadas em um expirógrafo (modificado de Vander, 1981).

O volume de ar que penetra e abandona os pulmões durante uma única respiração ou ciclo ventilatório é denominado volume corrente (VC). Para uma respiração em condições de repouso, é de aproximadamente 500ml. Destes, cerca de 350ml chegam aos alvéolos e os 150ml restantes movem-se para dentro e para fora do chamado espaço morto (cavidade nasal, faringe, laringe, traquéia e árvore brônquica) e não participa das trocas. A amplitude

do movimento da caixa torácica no repouso é pequena quando comparada à condição de esforço respiratório máximo. O volume de ar que pode ser inspirado além e acima do volume corrente em repouso é denominado volume de reserva inspiratório (VRI) e oscila entre 2.500 e 3.500ml de ar. No final de uma expiração normal os pulmões ainda contêm grande volume de ar, parte do qual pode ser exalado por contração dos músculos expiratórios; denominado volume de reserva expiratório (VRE), é de aproximadamente 1.000ml. Mesmo após uma expiração máxima, uma quantidade mínima de ar (aproximadamente 1.000ml) ainda permanece nos pulmões, denominada volume residual (VR). A soma do volume corrente normal e dos volumes de reserva inspiratório e expiratório é a quantidade máxima de ar que pode ser mobilizada para dentro e para fora durante um único ciclo ventilatório. Esse volume total é denominado capacidade vital (CV). O volume de ar trocado em um minuto (volume-minuto respiratório) é chamado ventilação. A ventilação normal, representando um volume corrente de 500ml e um ritmo respiratório de 12 respirações por minuto, é de aproximadamente 6 litros por minuto.

A espirometria é a prova funcional mais rotineira, prática e de fácil realização, fornecendo um grande número de informações fundamentais para a compreensão da função pulmonar. Não é usada para monitorar a respiração. A espirometria é um passo inicial na avaliação fisiológica de um paciente com respiração dificultosa. O aumento da resistência das vias aéreas (pacientes asmáticos) pode ser detectado pela medida da capacidade vital. Por exemplo, um indivíduo normal, quando em expiração máxima, pode expelir pelo menos 75% da capacidade vital em um segundo, 85% em dois segundos e 95% em 3 segundos. Em pacientes com vias aéreas constrictadas, estas percentagens serão reduzidas.

Como o músculo cardíaco, também os inspiratórios se contraem normalmente de forma rítmica; entretanto a origem dessas duas contrações são muito diferentes. O músculo cardíaco apresenta automaticidade, isto é, é capaz de auto-estimulação. Por outro lado, o diafragma e os músculos

intercostais são formados por músculos esqueléticos, que não podem se contrair a não ser quando estimulados por nervos. Assim, a respiração depende da excitação cíclica dos músculos respiratórios através do nervo frênico (para o diafragma) e dos nervos intercostais (para os músculos intercostais). Esses nervos se originam da medula espinhal (figura 5) e sua destruição resulta em completa paralisia dos músculos respiratórios e leva até mesmo à morte, a não ser que se proceda rapidamente a alguma forma de respiração artificial (Vander, 1981). Os mecanismos neurogênicos que controlam a respiração estão localizados no centro respiratório que se divide em duas regiões principais: 1) área da ponte, 2) área do bulbo. A área da ponte se divide em dois centros: pneumotáxico e apnêustico. A área do bulbo é geralmente referida como o centro respiratório, que consiste em células quimiossensíveis, inspiratórias e expiratórias, determinando o ritmo básico da respiração. Se este centro for destruído, toda a respiração cessa.

Os receptores nervosos do pulmão enviam impulsos sensitivos às células inspiratórias e expiratórias por intermédio do nervo vago. Quando, após uma inalação profunda, os pulmões são completamente distendidos pela entrada de ar, ocorre excitação das células expiratórias que promovem a exalação; logo que esta se completa e a estrutura pulmonar relaxa, as células inspiratórias são novamente excitadas, dando início a novo ciclo respiratório.

A regulação do ciclo respiratório pela expansão dos pulmões é conhecida como reflexo de Hering-Breuer, primeiro descrito em 1968 por Hering e Breuer, que observaram que a inflação dos pulmões impede a inspiração, seguindo-se então a expiração.

Sob condições normais, o reflexo de Hering-Breuer desempenha o papel predominante na manutenção do padrão respiratório normal. Tal padrão é aparentemente suportado pelo reflexo pneumotáxico que ocorre à medida que o centro pneumotáxico recebe descargas do centro respiratório bulbar durante a inspiração e devolve impulsos que inibem a inspiração. A secção do nervo vago ou a remoção do centro pneumotáxico em animais causa

respiração lenta e profunda. A influência do centro apnêustico na respiração pode ser demonstrada em alguns animais pela eliminação tanto do nervo vago como do centro pneumotáxico. Isso provoca a câimbra dos músculos inspiratórios (contrações que duram vários segundos) causadas por descargas do centro apnêustico, não mais sujeito à influência inibitória do centro pneumotáxico e nervo vago. Esse tipo de resposta é freqüentemente chamado apneuse.

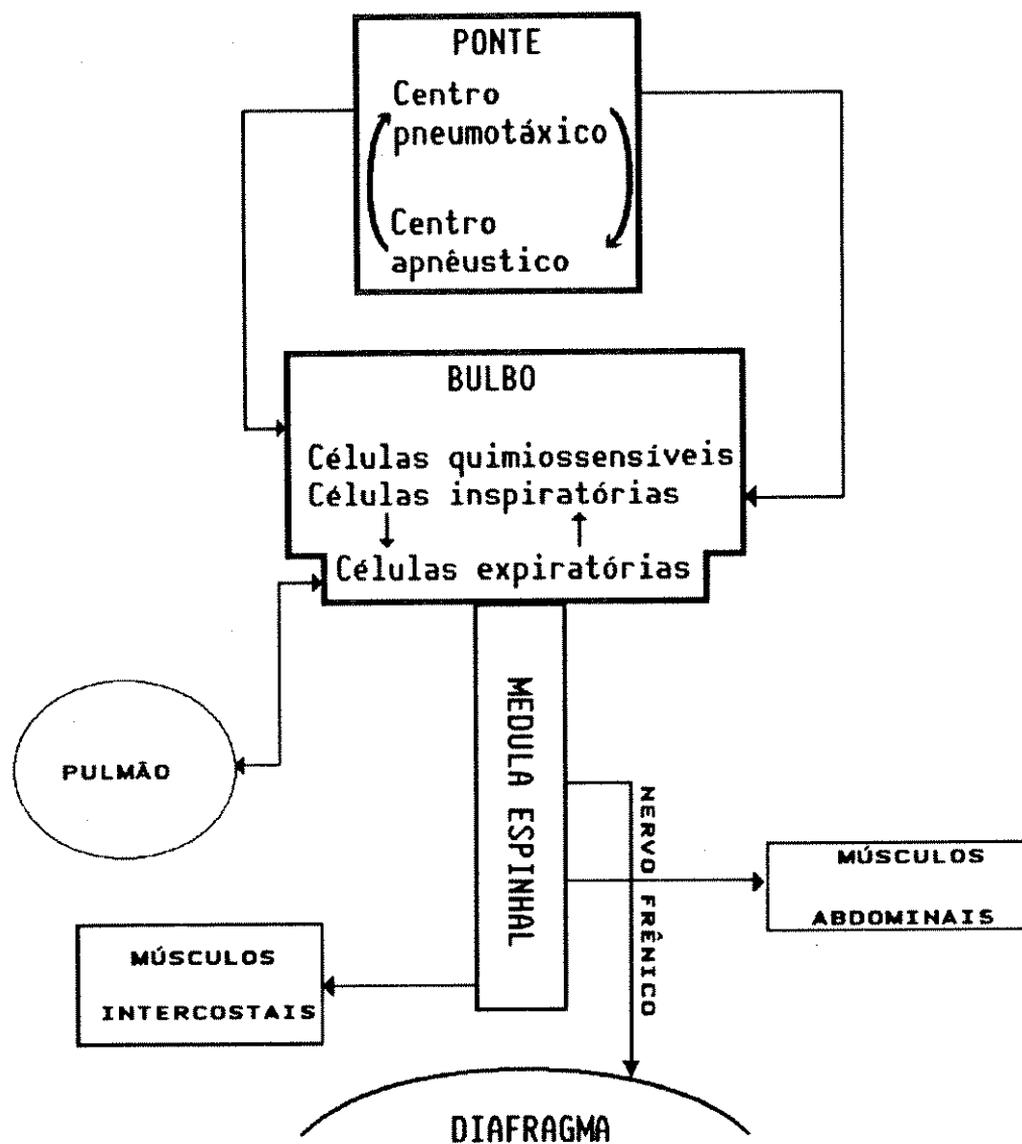


Figura 5 - Diagrama de blocos dos mecanismos neurogênicos para controle da respiração.

I.2. Respiração do Recém-Nascido Pré-Termo

O Recém-Nascido Pré-Termo (RN-PT) ou prematuro, segundo o conceito tradicional (Organização Mundial de Saúde, 1961) é aquele que nasce com menos de 37 semanas de gestação.

O comprometimento respiratório é um problema quase universal para o RN-PT. Alguns dos fatores são: imaturidade dos centros respiratórios (que produzem estímulos irregulares), fraqueza da musculatura respiratória e da caixa torácica, imaturidade do parênquima pulmonar (menor número de alvéolos, de capilares e de fibras elásticas) e resistência das vias aéreas superiores. Todos esses fatores induzem a uma respiração ineficiente e a um aumento do trabalho respiratório (Marcondes, 1985).

Dentre os problemas mais frequentes em pediatria estão as chamadas crises de apnéia. Crianças com crises de apnéia podem vir a apresentar um bom estado de saúde geral, mas podem sofrer um distúrbio fatal.

A apnéia é definida como uma parada respiratória durante alguns segundos, mas a sua definição ainda é discutível e tem sofrido numerosas modificações nos últimos anos.

Em 1977, Lucey, durante uma conferência, expôs algumas das modificações ocorridas até aquela data, tais como: em 1957 Illingsworth definiu apnéia como uma pausa respiratória de 10 segundos e 30 minutos de cianose (definida como uma coloração violácea-azulada da pele e mucosa resultante da deficiência de oxigênio no sangue). Em 1959, Miller definia apnéia como uma pausa respiratória de 60 segundos ou mais, já Bacola em 1966 definiu-a como uma pausa respiratória de 2 minutos ou mais. Em 1970 Perlstein definiu a apnéia como pausa respiratória de 15 segundos. Dois anos depois, Kuzemko definiu-a como pausa respiratória igual ou maior a 30 segundos associada a bradicardia (frequência cardíaca menor que 100bpm para RN-PT).

Durante todos estes anos e mais recentemente, outros autores propuseram novas definições para apnéia: em 1969 Daily definiu apnéia como sendo uma pausa respiratória de 20 segundos, em 1971 Slonin e Hamilton afirmaram que apnéia é uma ausência da respiração, e em 1981 Marshall e KattwinKel definiram apnéia como sendo uma pausa respiratória maior que 10 segundos acompanhada de bradicardia. Kelly e Shannon, também em 1981, a definiram como pausa respiratória de 16 segundos ou mais. Finalmente em 1983, Pantin definiu-a como parada do fluxo aéreo respiratório maior que 20 segundos ou menor que 20 segundos mas seguido de bradicardia.

Para a maioria dos investigadores médicos que cuidam dos RN-PT com episódios apnéicos, define-se a apnéia como sendo uma parada respiratória maior que 20 segundos acompanhada de bradicardia. Se a parada respiratória for mais frequente e dilatada, passando dos 30 segundos com cianose e respiração difícil, a criança entra em deficiência respiratória. Caso a pausa respiratória ultrapasse os 40 segundos de duração poderá ser difícil para a criança responder a estímulos tácteis (Vaz,1982). Kelly e col.(1985) determinaram os padrões mais recentes da apnéia. A apnéia, mesmo quando relativamente prolongada (maior que 20 segundos), raras vezes produz complicações importantes, a menos que seja muito frequente.

Existem várias condições clínicas que podem estar associadas ou causar a crise de apnéia: a imaturidade do sistema nervoso central (Gerhaldt e Bancalari,1984), hemorragia intracraniana e traumatismo de parto (Hobel,1977), obstrução das vias aéreas (Dransfield e Fox, 1983), e outras.

Diversos estudos realizados permitiram concluir que a ocorrência frequente da apnéia tem como consequências importantes danos fisiológicos tais como a manifestação da hipertensão sistêmica e pulmonar, comprometimento neurológico, e até provocar a chamada Síndrome da Morte Súbita (SMS) (Gomes e Medeiros,1988; Kelly e Shannon,1981).

As primeiras indicações de que a apnéia estaria relacionada com a SMS partiram dos estudos de Steinschnieder(1972), que observou que as crianças

que faleceram com SMS apresentaram anteriormente apnéia prolongada. A partir dos dados epidemiológicos relacionados às causas da SMS, surgiram evidências de que a apnéia pode ser um importante fator contribuinte para o óbito nas crianças que faleceram pela SMS.

Aranda e col.(1977) relataram que 25% dos RN-PT com menos de 2500g e 84% dos RN-PT com menos de 1000g apresentam apnéia nos primeiros dias de vida. Durante os períodos de apnéia, os RN-PT em geral não fazem qualquer esforço para reassumir a respiração, a menos que alguém intervenha, sendo comum sofrerem bradicardia. Segundo Dransfield e Fox (1980) o único exame confiável para determinar quais crianças estão sujeitas à apnéia é o pneumocardiograma com termistor. O pneumocardiograma com termistor é feito colocando-se um termistor nas narinas da criança (medindo o fluxo de ar) ao mesmo tempo em que a frequência cardíaca e os movimentos da parede torácica são registrados de modo contínuo, através de derivações normais de ECG e impedância torácica elétrica entre eletrodos colocados no tórax do RN-PT respectivamente. Este exame possibilita a demonstração de vários tipos de anormalidade respiratória, que de outro modo não poderiam ser detectados pelo exame físico de rotina. Numa criança com episódio de apnéia, observa-se que pode haver uma parada do movimento da parede torácica e uma diminuição simultânea do fluxo de ar nasal, seguido logo após de um declínio acentuado na frequência cardíaca. Esse tipo de episódio é definido como apnéia central, porque na realidade a criança não está fazendo esforço respiratório. Ao contrário do episódio da apnéia central, na apnéia obstrutiva a parede torácica da criança continua a movimentar-se e há quase um esforço respiratório contínuo. Entretanto, mais uma vez há uma parada do fluxo de ar nasal acompanhada de uma diminuição na frequência cardíaca da criança. Outras têm episódios de apnéia ditos apnéia mista, em que estão presentes tanto a apnéia central como a apnéia obstrutiva.

Uma outra anormalidade respiratória comum também detectada pelo pneumograma é a respiração periódica, sendo definida como períodos de respiração menores que 20 segundos de duração separados por períodos de

apnéia menores que 10 segundos de duração, que se repetem pelo menos três vezes seguidas. No período neonatal, 40-50% dos RN-PT apresentam respiração periódica (Bouterline-Young e Smith,1953) e sua incidência aumenta com a prematuridade, chegando a 90% em recém-nascidos com idade gestacional de 28-29 semanas. Os RN-PT com respiração periódica, em geral apresentam episódios de apnéia prolongada e podem estar sujeitos à SMS. Segundo Daily e col.(1969), 50% dos recém-nascidos que apresentam respiração periódica estão sujeitos a desenvolverem apnéia em uma ou outra época de sua existência. A respiração periódica durante o período que vai até 40 semanas de idade gestacional pode não ser necessariamente um indício tanto de apnéia futura como de SMS, caso ela ocorra na ausência de apnéia. Portanto, a respiração periódica nos RN-PT, por si só, não implica em apnéia ou eventos graves subsequentes, mas a respiração periódica associada com um episódio de apnéia sim. A respiração periódica indica a imaturidade da regulação autônoma da alimentação, deglutição e respiração. Várias crianças que têm respiração periódica não terão a coordenação dessas funções, o que leva à apnéia próxima da hora da alimentação.

Em um estudo com 589 RN-PT (Southall e col.,1983), apenas 30% dos RN-PT que foram estudados com teste de pneumocardiograma com termistor nasal por 6 horas tiveram padrões respiratórios inteiramente normais, 70% das crianças tiveram apnéia, apnéia e bradicardia ou respiração periódica excessiva para a idade e mais tarde necessitaram de intervenção médica. Apesar da maioria dos RN-PT terem padrões respiratórios anormais, a detecção clínica de apnéia pode passar despercebida pela equipe médica, sem a ajuda de um monitor. Essa dificuldade de investigar os padrões respiratórios em RN-PT pode aumentar a probabilidade de morte súbita.

Numa UTI pediátrica, as crises de apnéia podem ser monitoradas (através de monitores de apnéia) e medidas específicas podem e são tomadas pelo corpo clínico com vistas a minorar seus efeitos, inclusive evitando o possível óbito do RN-PT. Mas são medidas ainda discutíveis, pois solucionam o

problema para alguns RN-PT e outros não. Estas medidas geralmente são: a) Estimulação tátil, b) Ventilação com máscara de oxigênio, c) Distensão pulmonar por pressão positiva aérea contínua, e d) Utilização de drogas.

a) Estimulação tátil

Costuma cessar a apnéia do RN-PT em 80 à 90% dos casos, se iniciada precocemente. Uma das maneiras é colocar uma das extremidades de um cordão amarrado em um dos dedos do RN-PT e a outra extremidade fora da incubadora (para não abrir a mesma demasiadamente). Quando houver uma pausa respiratória e a enfermeira perceber através da parada do movimento abdominal (pois em muitos hospitais não existem monitores de apnéia), ela puxa o cordão estimulando o RN-PT, fazendo com que este na maioria das vezes volte a respirar. Outras maneiras que o fazem voltar a respirar são massagem do tórax, massagem cardíaca, massagem nas plantas dos pés e nas palmas das mãos.

b) Ventilação com máscara de oxigênio

Conforme a pesquisa clínica, quando os episódios de apnéia estão se tornando mais frequentes e não respondem prontamente à estimulação tátil, utiliza-se uma máscara de oxigênio puro. Adaptada à face do RN-PT, mantém um fluxo de oxigênio, sendo uma medida transitória, mas útil para recuperação da respiração espontânea no momento de crise.

c) Distensão pulmonar por pressão positiva aérea contínua (CPAP)

Uma outra modalidade de ventilação é a pressão positiva contínua. É aplicada nas vias aéreas superiores através de tubo nasal ou sonda endotraqueal (Vaz, 1982), de modo a evitar o colapamento alveolar após cada expiração, diminuindo com isso, o esforço inspiratório. Estudos realizados (Pantin, 1983) mostraram que os episódios de apnéia diminuem significativamente com a aplicação de CPAP a baixos níveis de pressão. Os mecanismos responsáveis por esse efeito são desconhecidos. Uma hipótese sugere que a aplicação de pressão positiva contínua a nível da faringe diminui

a frequência de apnéias desencadeadas por obstrução das vias aéreas superiores.

d) Utilização de drogas

A utilização de drogas estimulantes para a regulação da respiração nos RN-PT é assunto ainda muito discutido, pois em alguns casos parecem resolver e em outros casos não. Os principais efeitos das drogas são: o estímulo do sistema nervoso central, vasodilatação pulmonar, aumento da frequência cardíaca, e outros. Segundo Tudela (1985), o uso de aminofilina ou cafeína na idade de aproximadamente 3 semanas tem diminuído as crises de apnéia, aumentando assim a sobrevivência dos RN-PT. Também é usada a teofilina (Sander, 1986) observando-se uma diminuição do número de RN-PT com apnéias curtas, extinção das longas e também uma diminuição das respirações periódicas.

CAPÍTULO II

MONITORES DE APNÉIA

O sucesso no tratamento da insuficiência respiratória em RN-PT depende, na grande maioria dos casos, da precocidade do diagnóstico e da rapidez com que se iniciam as medidas terapêuticas. Devido à necessidade de se monitorar principalmente a ocorrência de apnéia, surgiram os monitores de apnéia.

O monitor de apnéia detecta uma pausa respiratória (apnéia) e alerta a enfermeira do episódio. Pausas respiratórias prolongadas, se não forem controladas, resultam em um baixo nível de oxigênio no corpo, o qual pode conduzir a um dano irreversível ao cérebro e até provocar a morte. Como o princípio da apnéia é ainda imprevisível e seus efeitos são prejudiciais, os monitores de apnéia são necessários para a supervisão da respiração dos RN-PT em berçários e UTIs neonatais e pediátricas.

Com o intuito de obter os subsídios necessários para o desenvolvimento do projeto do monitor de apnéia, realizou-se uma pesquisa sobre as especificações, características e recursos dos monitores disponíveis no mercado. Para tal, foram consultados catálogos de fabricantes (Apêndice 1), e de um modo geral, os equipamentos comerciais apresentam características e parâmetros semelhantes, que são: a) programação pelo operador do tempo para o alarme de apnéia: 10, 15, 20, 25 e 30 segundos e b) indicação visual de respiração e c) alarme visual e sonoro de apnéia.

O que diferencia de um monitor em relação a outro é o modo de transdução empregado em cada um: a) sensor termistor, b) sensor pneumático, c) sensor strain-gauge e d) sensor eletrodos metálicos.

Os diferentes princípios de transdução empregados pelos monitores de apnéia são descritos a seguir. Mesmo que todos tenham em comum o objetivo de monitorar a respiração, cada qual tem suas vantagens e desvantagens.

II.1. Sensor - Termistor

O termistor é um sensor resistivo colocado na saída da cavidade nasal que varia a sua resistência com a variação da temperatura (figura 6) (Bruckert e col.,1983; Strong,1970). O termistor detecta a diferença de temperatura entre o ar frio inspirado e o ar quente exalado, produzindo uma variação na sua resistência. Através de um circuito ponte (geralmente de wheatstone), esta variação é convertida em um sinal de tensão.

Esse tipo de sensor tem uma vantagem em relação aos outros, pois detecta a apnéia obstrutiva.

Um inconveniente mostrado por esse sensor é a sua difícil fixação, sendo necessário esparadrapos, que além do incomôdo provocam escoriações na pele do RN-PT. Um outro inconveniente é o contato elétrico. Também pode apresentar erro na medição se a temperatura do ar externo for próxima à do ar exalado.



Figura 6 - Método de transdução empregado - Sensor Termistor - fixado na cavidade nasal do RN-PT com esparadrappo.

II.2. Sensor - Pneumático

É um sensor de pressão colocado no abdome (figura 7) constituído de uma cápsula de material semi-flexível, contendo em seu interior ar e espuma de poliuretano. Esta cápsula é acoplada a um transdutor de pressão, através de um tubo de PVC (Strong,1970). Movimentos respiratórios provocam deformações nesta cápsula, consequentemente variações de pressão dentro do tubo, as quais são transmitidas até o transdutor de pressão, que a converte em um sinal de tensão.

O inconveniente deste sensor é que este deve ser firmemente fixado através de esparadrapos no abdome para que a cápsula não se afaste, e com isso a pele do RN-PT fica sujeita a escoriações.

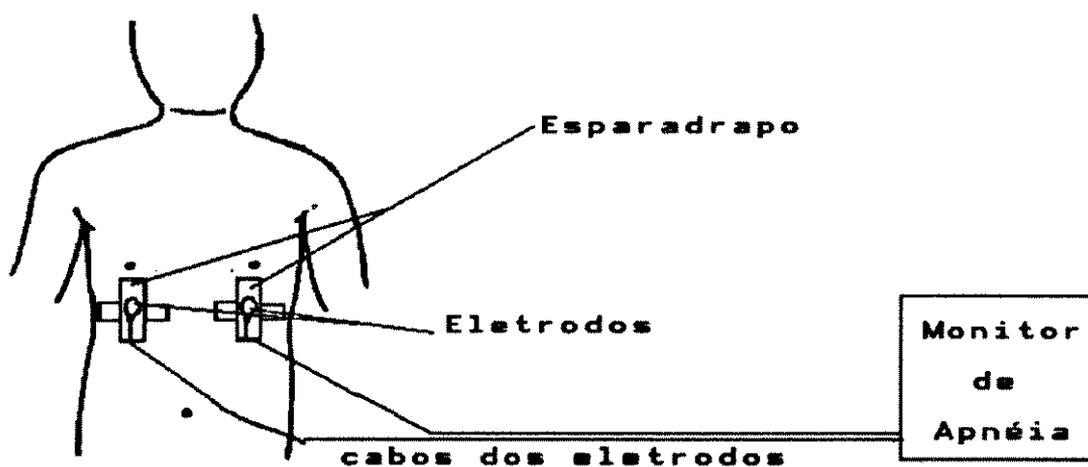


Figura 7 - Método de transdução empregado - Sensor Pneumático - fixado no abdome do RN-PT com esparadrapo.

II.3. Sensor - Strain-Gauge

É um sensor resistivo que quando deformado varia a sua resistência. O strain-gauge fica preso a uma cinta elástica, colocada ao redor do tórax (figura 8) (Bruckert e col., 1983; Strong, 1970). Como a circunferência do abdomen varia com a respiração, a cinta elástica se esticará, deformando o strain-gauge causando assim uma variação na sua resistência. Esta mudança de resistência pode ser detetada através de um circuito ponte (geralmente de Wheatstone), que converte em um sinal de tensão.

Um inconveniente desse tipo de sensor, além do incômodo e o contato elétrico, é que o RN-PT fica sujeito a escoriações da pele devido ao contato entre a cinta e o abdome.

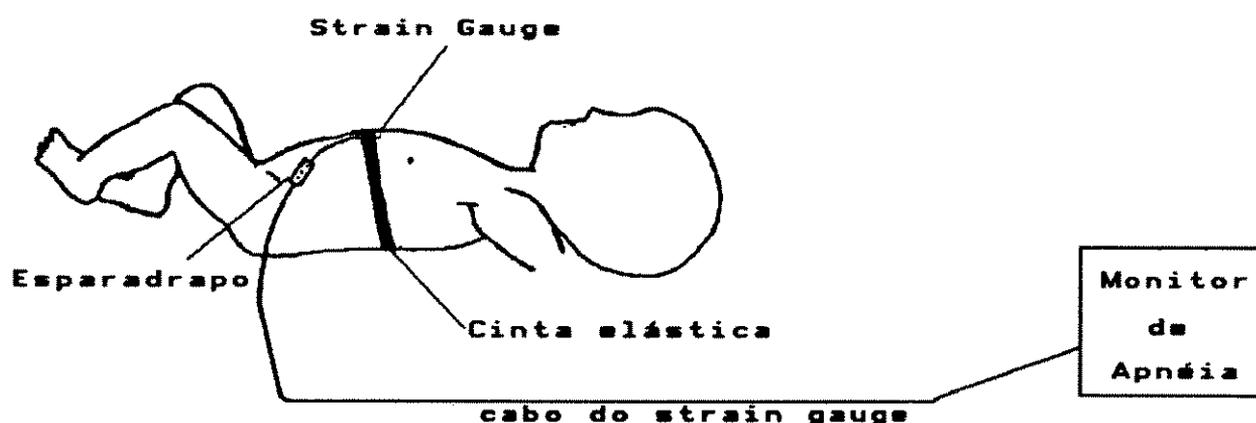


Figura 8 - Método de transdução empregado - Sensor Strain-Gauge - preso a uma cinta elástica colocada ao redor do tórax do RN-PT.

II.4. Sensor - Eletrodos Metálicos

Os eletrodos são colocados nas laterais do tórax (figura 9), e são do mesmo tipo dos usados para detectar a atividade elétrica do coração (eletrocardiograma), (Daily, 1969; Kira e col., 1971; Strong, 1970 e Wilson e col., 1982). Devido ao movimento do tórax com a respiração a resistência do corpo vista através dos eletrodos varia, que através de um circuito é convertida em um sinal de tensão.

O inconveniente é que esse tipo de sensor, além de ter contato elétrico, provoca escoriações na pele devido ao contato da pele com o eletrodo.

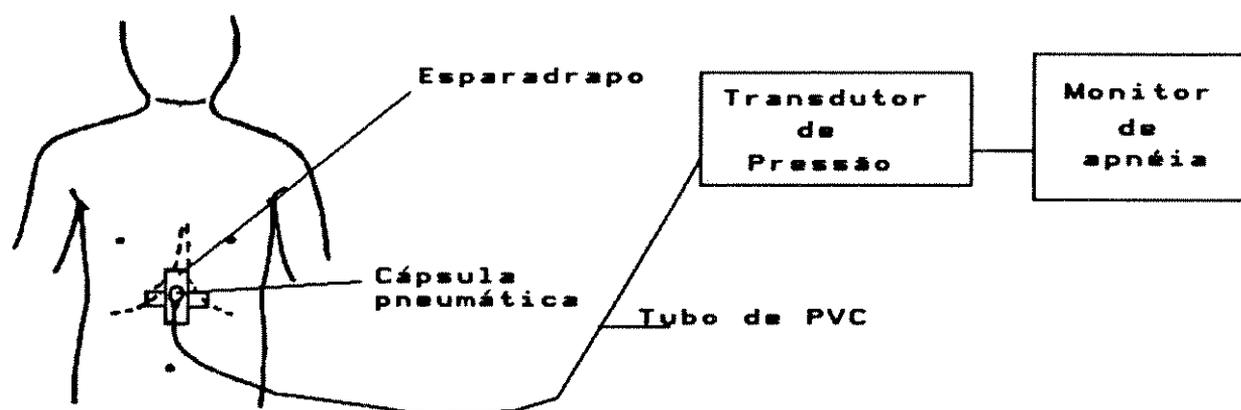


Figura 9 - Método de transdução empregado - Sensor Eletrodos - colocados no tórax do RN-PT com esparadrapo.

II.5. Sensor proposto neste trabalho

Como foi visto, os sensores existentes possibilitam aparecimento de escoriações de pele e desconforto ao RN-PT. Sabendo-se da grande importância do monitor de apnéia é que surgiu a idéia de se estudar um método alternativo para a detecção da respiração.

A proposta desse trabalho consiste no desenvolvimento, construção e testes de um monitor de apnéia que possui um sensor, cuja principal vantagem é a de não estar em contato físico com o paciente. Evita assim escoriações da pele e a difícil fixação apresentadas pelos outros sensores, além de não apresentar riscos de choques elétricos, por não tocar no paciente. O método utilizado explora o efeito capacitivo existente entre o abdome e o sensor (placa metálica) como pode ser visto na figura 10.

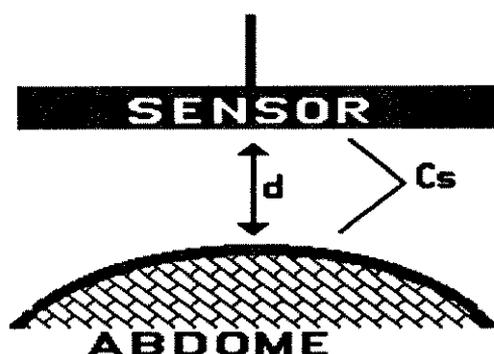


Figura 10 - Método de transdução empregado - Sensor Capacitivo - sensor sem contato com o RN-PT.

Pode-se observar que o sensor e o abdome formam um capacitor (C_s). Com o movimento do abdome devido a respiração, a distância (d) varia, resultando desse modo em uma variação na capacitância de C_s , que é traduzida em um sinal elétrico correspondente a respiração. O problema deste tipo de sensor é que este não detecta apnéia obstrutiva, mas esta parece ser rara em RN-PT. De acordo com observações em 27 crianças prematuras (Muttitt e col., 1988), das 1.266 ocorrências de apnéias gravadas em um computador, 63% foram do tipo central, 30% foram do tipo mista e apenas 7% do tipo obstrutiva. Uma recente publicação (Elisabetsky e Ho Joo, 1922) mostra que a apnéia obstrutiva tem grande incidência em adultos durante o sono, mas não em RN-PT. Uma vez que se exclua a apnéia obstrutiva devido aos relatos acima, este tipo de sensor capacitivo mostra-se bastante adequado à monitoração da respiração de RN-PT.

CAPÍTULO III

PROJETO DO MONITOR DE APNÉIA .

O aparelho projetado tem as seguintes especificações:

- a) sensor com 85mm de diâmetro, usado sem contato com o RN-PT.
- b) alarme visual e sonoro de apnéia, frequência respiratória máxima (taquipnéia) e frequência respiratória mínima (bradipnéia).
- c) programação do alarme de apnéia (5 a 40 s), taquipnéia (80 a 150 resp/min) e bradipnéia (20 a 60 resp/min).
- d) indicação visual do pulso respiratório.
- e) indicação da frequência respiratória instantânea.

A figura 11 ilustra o diagrama de blocos geral do aparelho, por meio do qual explica-se o princípio de funcionamento.

O aparelho construído compõe-se de três partes distintas. O transdutor é constituído de um oscilador de alta frequência, um demodulador FM (PLL) e tem como elemento sensor uma placa metálica, explorando o efeito capacitivo. A segunda parte é o módulo do circuito de ajuste do sinal, formado por um estágio de ajuste da linha base, que ajusta a linha de base do sinal de saída do demodulador, filtro, amplificação com ganho controlado externamente pelo operador, um circuito de mudança de nível do sinal de -5V/+5V para 0/+5V, e por fim o circuito do detector de respiração que transforma o sinal respiratório em um pulso correspondente. A terceira parte é o módulo microprocessado, formado por uma CPU de 8 bits (80C31) ligada a uma memória Eprom (27C128), a um teclado para a entrada de parâmetros

(alarmes de taquipnéia, bradipnéia e apnéia), e a um display que informa sobre a frequência respiratória instantânea e os alarmes descritos.

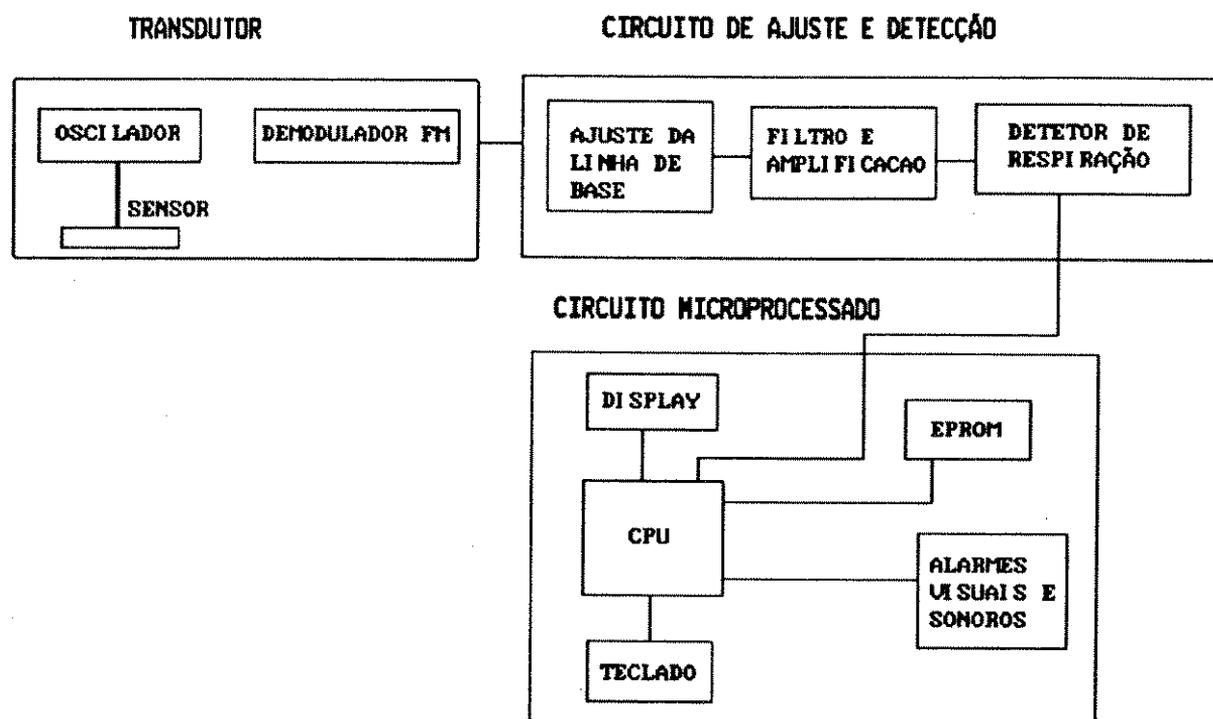


Figura 11 - Diagrama de blocos geral do conjunto Transdutor/Monitor de Apnéia desenvolvido.

Um esquema da disposição e interligação do transdutor com o restante do equipamento para monitoração de RN-PT em UTI neonatal pode ser visto nas figuras 12A e 12B.

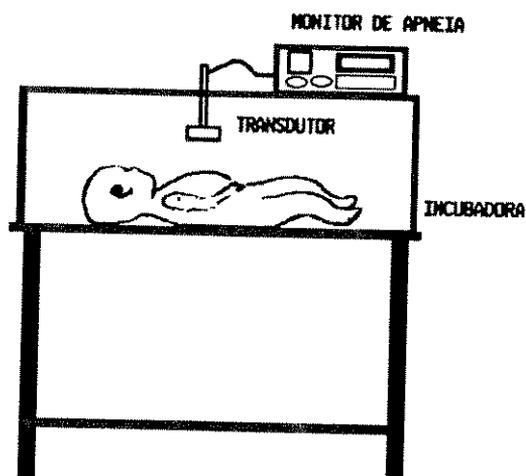


Figura 12A - Monitor de apnéia numa UTI neonatal.

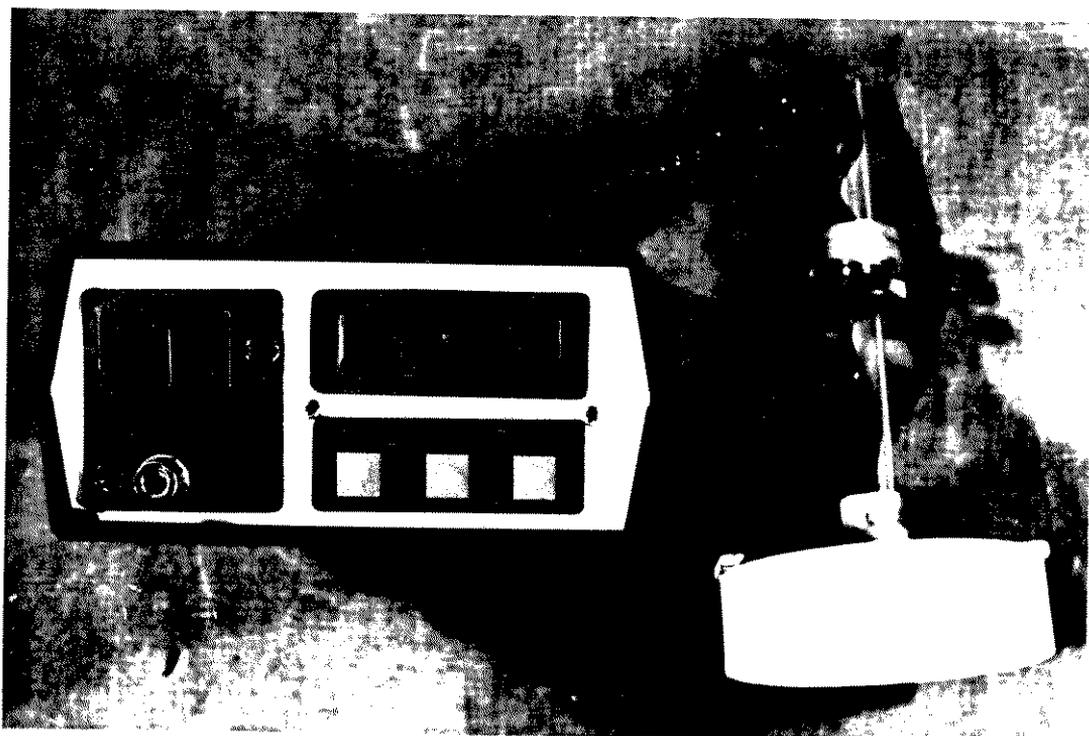


Figura 12B - Foto do conjunto Transdutor/Monitor de Apnéia.

III.1. Transdutor

Como pode ser visto na figura 13 (Apêndice 2) o transdutor é constituído por um oscilador de alta frequência, um demodulador FM e uma placa metálica como sensor.

O oscilador usado foi do tipo Clapp, pois apresenta boa estabilidade em alta frequência (Malvino, 1979; Millman, 1981). No oscilador tipo (Geselowitz e col., 1981), a realimentação é feita pelo divisor de tensão dado pelos capacitores C_3 e C_4 e circuito tanque é formado pelo indutor L_1 e pelo capacitor C_1 . A corrente de circulação do circuito tanque flui através de L_1 , C_1 , C_3 e C_4 , sendo a capacitância equivalente (C) usada para calcular a frequência central de oscilação (f_0) dada por:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi(L_1 C)} \quad (1)$$

$$\text{onde } C = \frac{1}{(1/C_1 + 1/C_3 + 1/C_4)}$$

Para valores de C_3 e C_4 muito maiores que C_1 , a equação 1 pode ser simplificada para :

$$f_0 = \frac{1}{2\pi(L_1 C_1)^{1/2}} \quad (2)$$

O sensor constitui-se de uma placa metálica que faz parte do circuito tanque do oscilador. Segundo Geselowitz (1981), objetos na vizinhança do oscilador operando em alta frequência estarão efetivamente aterrados. Portanto, é formado um capacitor (C_s) entre o sensor e o abdome do RN-PT.

Desse modo a equação(2) pode ser reescrita de modo que a frequência central do oscilador será dada por:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi (L_1 C_x)^{1/2}} \quad (3)$$

onde $C_x = C_1 + C_s$ (associação em paralelo)

Quando o sensor é colocado sobre o abdome a uma distância por exemplo de 150mm, o movimento superficial do abdome devido à respiração resultará em variações dessa distância de 5mm a 10mm. Com isso a capacitância de C_s varia, conseqüentemente variando C_x , causando um desvio proporcional na frequência central do oscilador (Δf_0).

Segundo Vas e col.(1972), a sensibilidade do oscilador aumenta com o aumento da frequência de oscilação. Para determinar a melhor frequência de oscilação foram feitos testes variando os valores de L_1 e de C_1 impondo-se 3 condições de projeto:

1) Fixação inicial do diâmetro do sensor em 90mm, pois o diâmetro do abdome do RN-PT varia de 70 a 100mm (dados clínicos).

2) Diferença entre frequência central de oscilação dada pela equação 2 e a frequência medida num frequencímetro deve ser menor que 10%. Quanto menor for esse desvio, mais fácil será para sincronizar com o demodulador (estágio posterior).

3) Detecção do circuito quando da variação da distância "d" entre placa sensora e abdome de 50mm a 200mm. Isto é importante visando a sensibilidade mínima necessária para detectar a respiração do RN-PT.

Os valores finais de L_1 e C_1 são de 37mH e 27pF respectivamente, fazendo com que a frequência central de oscilação (equação 2) ficasse próxima de 5MHz, que é a base para a demodulação. O valor da frequência medida foi

de 4,82MHz devido provavelmente à influência causada pela capacitância coletor-base do transistor T1 do oscilador, e outras capacitâncias distribuídas no circuito (Millman,1981), mas está dentro dos 10% de variação inicialmente considerados.

O sensor foi inicialmente constituído de uma placa metálica circular com 90mm de diâmetro, suficiente para um registro adequado do movimento do abdome devido à respiração do RN-PT. O diâmetro do sensor cobre toda a área do abdome do RN-PT. Foi observado que quanto maior o tamanho da placa sensora mais sensível é o oscilador, isto é, o sensor capta o movimento respiratório a uma distância "d" maior (300mm). Por outro lado menor será sua diretividade, isto é, maior captação de movimento aleatório por parte do RN-PT. Foi também observado que frequência medida se afasta muito da frequência central de oscilação (equação 2) devido ao aumento do capacitor Cs que passa a comandar esta frequência. Quanto menor o diâmetro, mais fácil será a manipulação do sensor e menor a chance do RN-PT interferir com movimentos aleatórios. Em contrapartida, a sensibilidade do oscilador diminui consideravelmente impedindo a medição do sinal respiratório. O menor diâmetro da placa sensora que permitiu o funcionamento do oscilador de modo satisfatório foi de 85mm.

Quanto ao tipo de material da placa sensora, foram testados alumínio, ferro, aço inoxidável, cobre e placa de fenolite cobreado. Não houve diferença significativa na utilização destes materiais. Optou-se então pela placa de fenolite cobreado, mais fácil de montar e de fazer as soldagens necessárias, além de ser mais leve, não cortante e, em caso de acidentalmente cair sobre o abdome do RN-PT, as possíveis injúrias serão minimizadas. Na figura 14 pode ser visto a foto da parte interna do transdutor capacitivo.

O sinal de saída do oscilador é apresentado num circuito demodulador FM, que trabalha na frequência de oscilação livre (VCO) de 5MHz, sincronizada com a frequência central do oscilador (figura 13, Apêndice 2).

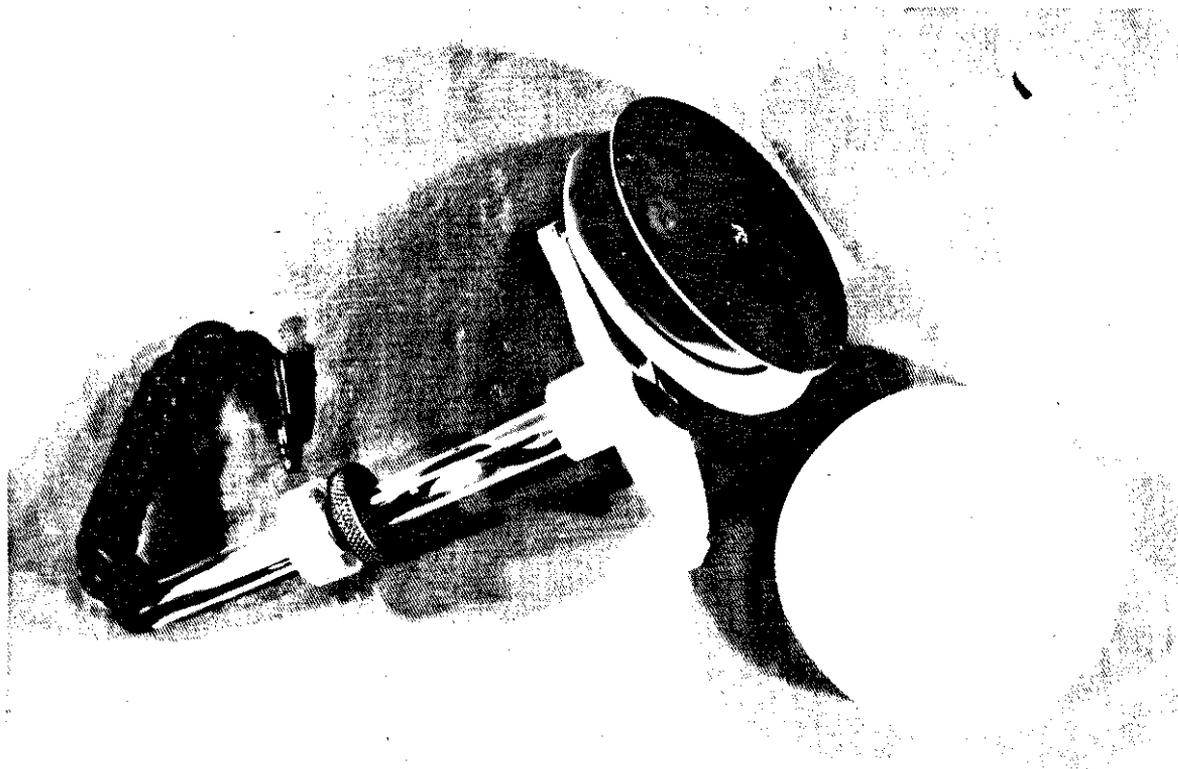


Figura 14 - Transdutor Capacitivo tendo como sensor uma placa metálica.

O demodulador usado baseia-se no princípio do "Phased Locked Loop" (PLL) o qual facilita o sincronismo com o oscilador Clapp numa faixa ampla, ou seja, a oscilação pode desviar de sua frequência central sem que se perca o sincronismo. Empregou-se o demodulador PLL NE564, pois este pode trabalhar com frequências até 50MHz, com sincronismo de até 15% de variação da frequência central de oscilação (Berlin,1981).

Como visto, o oscilador Clapp sofre um desvio de frequência devido ao movimento respiratório, alterando assim sua frequência central. O

demodulador FM por sua vez, sincronizado com a frequência central do oscilador, converte o desvio de frequência em uma tensão analógica proporcional.

O demodulador opera na faixa de Captura e na faixa de Trabalho. Define-se faixa de Captura como a faixa de frequência na qual o sinal de entrada deve se encontrar para que o PLL possa entrar em sincronismo e funcionar como demodulador. A faixa de Trabalho, maior que a faixa de captura, é o quanto o sinal pode desviar em frequência sem a perda de sincronismo. Ambas têm geralmente a frequência de oscilação livre (VCO) como ponto central. Para o levantamento dessas duas faixas, foi colocado na entrada do PLL um sinal senoidal modulado por uma onda triangular, de tal maneira que, à medida que a frequência da portadora fosse aumentando, o aparecimento do primeiro indício do sinal demodulado (monitorando a saída do PLL com osciloscópio) marcaria o limite inferior da faixa de captura ($WC1 = 4,4\text{MHz}$) e quando a portadora fosse tal que houvesse perda do sincronismo seria detectado o limite superior da faixa de trabalho ($WL2 = 6,0\text{MHz}$). O processo inverso, isto é, decrementando-se a frequência, fornece-se os limites superior da faixa de captura ($WC2 = 5,2\text{MHz}$) e inferior da faixa de trabalho ($WL1 = 3,6\text{MHz}$). Portanto, o demodulador aceitará uma frequência máxima de $6,0\text{MHz}$ e mínima de $3,6\text{MHz}$.

III.2. Circuito de Ajuste do Sinal Respiratório

O sinal da respiração vindo do transdutor, mais precisamente da saída do demodulador, tem amplitude baixa, por volta de 5mV . Usou-se então um buffer (figura 15, Apêndice 2) para evitar a atenuação deste sinal, ou seja, isolou-se o demodulador do circuito analógico de ajuste de linha de base e de amplificação.

Devido ao nível DC de tensão (cerca de 3V) apresentado na saída do demodulador, viu-se a necessidade de eliminar este nível DC, para não saturar o estágio de amplificação (figura 15). Para ajustar o sinal na linha base (zero volts) foi usado um filtro passa-alta passivo na frequência de corte 0,05Hz, uma vez que o sinal de respiração se encontra entre as frequências 0,2 a 2,0Hz (Bruckert,1983). É também importante ter uma recuperação rápida dessa linha de base, devido aos movimentos aleatórios do RN-PT que eventualmente poderão surgir.

O primeiro estágio de amplificação é formado por um amplificador diferencial (figura 15) com ganho 11 (Cobbold,1974; Graeme e Gene,1971; Webster,1978). Foi usado esse tipo de configuração por apresentar uma alta impedância de entrada e alta rejeição de modo comum.

Após amplificado, o sinal passa por outra filtragem. Montou-se um filtro passa-baixa ativo (F.P.B.) de segunda ordem tipo Chebyshev com configuração VCVS (Johnson e Hilburn,1975) não inversora (figura 15). A frequência de corte é $f_c = 3\text{Hz}$, para que a frequência da rede (60 Hz) seja eliminada e também porque a frequência respiratória não tem componentes maiores que 2Hz. Para facilitar o projeto do filtro, utilizou-se as tabelas 2.2 e 2.12 apresentadas por Johnson e Hilburn.

Depois de filtrado, o sinal de respiração passa por uma amplificação final e ajuste de offset formado por um amplificador operacional não inversor (figura 15). Uma vez que a amplitude do sinal não é constante, devido à variação da distância transdutor/abdome, foi escolhida uma faixa de ganho variando de 100 a 2000, ajustado pelo operador. Através de um potenciômetro o operador seleciona o ganho desejável, certificando num galvanômetro (VU) e em um LED, para que o sinal respiratório não sature ou fique com a amplitude baixa. Uma vez definido o ganho para um determinado RN-PT, qualquer anormalia do sinal respiratório fora dos padrões será analisada pelo aparelho.

A excursão máxima do sinal de saída do amplificador é de $-2V$ a $+2V$, mas como o detetor de respiração trabalha na faixa de 0 a $5V$, houve então a necessidade de se projetar um circuito de mudança de nível (figura 15). Esse circuito tem um amplificador operacional na configuração somador, que tem por finalidade mudar a faixa de tensão do nível de saída para 0 a $5V$.

O circuito da figura 16 (Apêndice 2), detetor de respiração, tem como finalidade detectar o sinal da respiração. Este circuito gera um pulso $Presp$ de $5V$, largura de $500ms$ para cada respiração ($Sresp$). Isto é, a cada pulso $Presp$ (figura 17) significa um sinal de entrada $Sresp$ de tensão que excede o valor da tensão de referência baixa VRL de $0.7V$, mas não excede a tensão de referência alta VRH de $3.8V$. . A figura 17 mostra diagramaticamente as formas de onda das diversas etapas do circuito. Os comparadores $IC1A$ e $IC1B$ geram um pulso de $5V$ quando $Sresp$ exceder VRL e VRH respectivamente. Em resposta a isto os multivibradores monoestáveis $IC2A$ e $IC2B$ disparam, gerando um pulso de $5V$, largura $15ms$ em suas saídas "Q". As portas NOR $IC3A$ e $IC3B$ formam um flip-flop biestável onde a saída (pino 3 $IC3A$), quando em nível baixo, desabilita o monoestável $IC4B$. Este, quando habilitado (nível alto no pino 13), gera um pulso $Presp$ de $5V$, largura $500ms$ em resposta à borda descendente do pulso na saída do comparador $IC1B$. A saída desse circuito vai para o indicador de respiração visual (LED) e para o circuito microprocessado (INT0 do 8031). Um fator importante desse circuito é que ele exclui os movimentos aleatórios por parte do RN-PT, representado na figura 17 como "Sat".

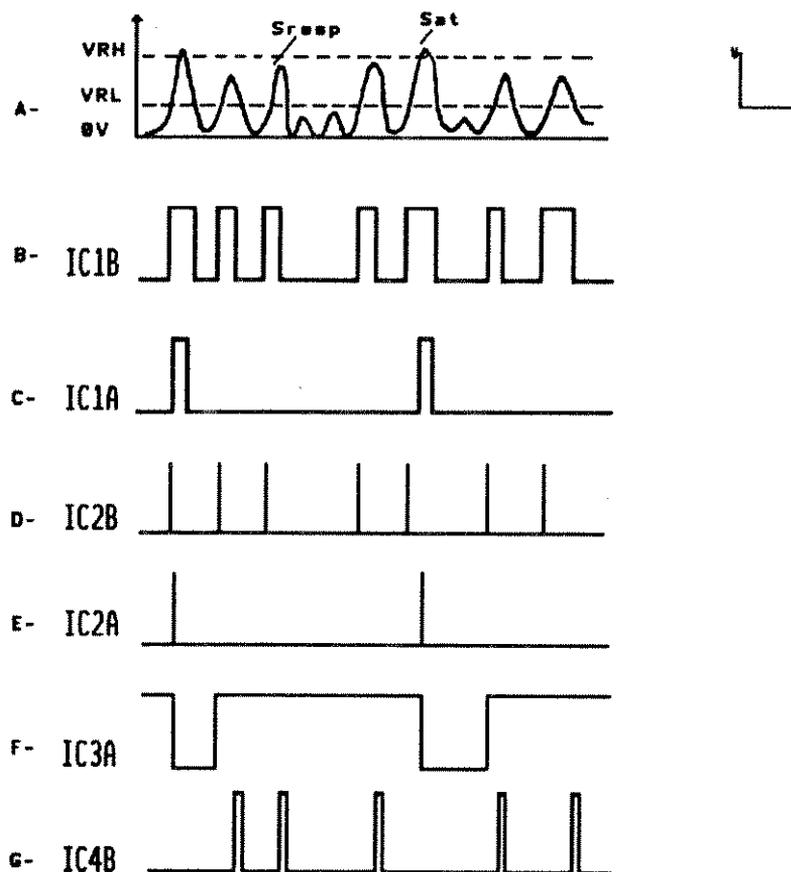


Figura 17A - Sinal Respiratório (Sresp) e saturação do Sinal (Sat); 17B - Pulso de saída do comparador IC1B; 17C - Pulso de saída do comparador IC1A; 17D - Pulso de saída do monoestável IC2B; 17E - Pulso de saída do monoestável IC2A; 17F - Pulso de saída do flip-flop IC3A; 17G - Pulso de saída do monoestável IC4B (Presp).

III.3. Circuito Microprocessado - Hardware

O Monitor Respiratório tem como processador o microcontrolador 80C31, devido à sua simplicidade de hardware e versatilidade de software (figura 18, Apêndice 2).

O 80C31 tem internamente 128 bytes de memória RAM, 2 contadores/temporizadores de 16 bits, 5 interrupções mascaráveis com ordem de prioridade programável, portas de entrada e saída endereçáveis bit a bit. Para programá-lo foi utilizada uma memória EPROM externa (27C128) de capacidade 16Kx8 bits. Foi necessário o uso de um latch (74HCT373), pois a via de dados é multiplexada com o byte menos significativo da via de endereços. O controle desse latch é feito através do sinal ALE do 80C31. A memória RAM interna é usada para guardar os apontadores de pilha e os resultados dos cálculos temporários.

O reset desse microcontrolador é acionado em nível lógico baixo. Para uma inicialização ao ligar o aparelho, como o 80C31 possui um resistor interno ligado ao pino de reset e ao terra, basta colocar um capacitor entre a tensão de alimentação ($VCC = 5V$) e o pino de reset do 80C31.

O cálculo da frequência respiratória é feito a partir do intervalo de tempo entre uma respiração e outra, do mesmo modo é calculado o tempo de apnéia. Usou-se um temporizador interno do 80C31 para gerar uma base de tempo conhecida, onde a frequência é de 1200Hz. Desse modo tem-se uma boa definição em toda a faixa de frequência respiratória necessária, que vai de 2 a 150 resp/min. Para essa contagem de tempo utilizou-se um contador por software de 16 bits (NINTL e NINTH).

O 80C31 possui 2 Temporizadores/Contadores internos, que são programados por software e podem operar de maneira completamente independente em relação ao hardware do chip. Podem ser habilitados por software e/ou por hardware, neste equipamento, optou-se por fazê-lo via software usando apenas o Temporizador 0 (TIMER0). O registrador TCON (8

bits) deve ser programado para habilitação do TIMERO através do bit4 (TRO). Esse bit, quando setado, habilita o timer e quando resetado o desabilita. O registrador TMOD (8 bits) controla o modo do temporizador. São usados somente os 4 bits menos significativos, que estão ligados ao TIMERO. O bit3 (GATE 0) será resetado para habilitar o timer somente por software, através do bit TRO (TCON). O bit 2 (C/T0) é usado em nível 0 para trabalhar como Temporizador. Os outros dois bits (M1.0) e(M0.0) são usados para programar o modo TIMER. Utilizou-se o modo 1 que faz do TIMERO um temporizador de 16 bits.

Utilizou-se o clock interno do 80C31, operando com um cristal de 7,3728 MHz. Esta frequência é dividida internamente por 12 (via hardware interno do 80C31) gerando a frequência de 614400 Hz, que é usada no timer interno para gerar a base de tempo. O TIMERO é carregado com o valor FD80 e a cada estouro gera interrupções com a frequência de 1200Hz, onde um contador de software (NINT) conta o número dessas interrupções entre duas respirações consecutivas (Apêndice 3).

São usados 2 tipos de interrupções: externa através da INTO (sinal de respiração) e interna pelo TIMERO (base de tempo). Essas interrupções são mascaráveis, ou seja, podem ser desabilitadas por software. A cada interrupção, o controle do programa é desviado para os endereços das rotinas de interrupção, de modo que a rotina para INTO começa no endereço hexadecimal 03H e a TIMERO em 0BH.

O 80C31 possui dois registradores (IE e IP) de 8 bits cada um, que servem para habilitação ou não das interrupções, e indicam para a CPU a prioridade de cada uma delas. Sempre que uma interrupção é requisitada, o bit de controle dessa interrupção será setado e assim permanecerá até que essa interrupção seja atendida. O primeiro registrador é o IE (Habilitador de Interrupções), que tem por função indicar qual das interrupções está ou não habilitada. O segundo registrador é o IP (Prioridade de Interrupção), mas não

é utilizado no projeto. No registrador IE, os bits de controle utilizados neste projeto são:

EA: Localiza-se no bit número 7, significa Enable All, ou seja, habilita todas as interrupções. Quando em nível 0, desabilita todas as interrupções de forma geral, independente de qualquer outro controle. Se em nível 1, permite escolher qual interrupção será habilitada, em função dos bits de controle individuais.

ETO: Localiza-se no bit 1, significa Enable Timer0 (habilita Timer0) e quando em nível lógico 1, libera a interrupção pedida pelo Timer/Counter0, se EA = 1. Quando em nível 0, inibe a interrupção pedida pelo Timer/Counter, independente do valor de EA.

EXO: Localiza-se no bit 0, significa Enable External0 (habilita INTO) e quando em nível lógico 1, libera a interrupção pedida pelo dispositivo externo ligado ao pino INTO, se EA = 1. Quando em nível 0, inibe a interrupção pedida pelo dispositivo externo ligado a INTO, independente do valor de EA.

O teclado, que possui 3 teclas, foi ligado diretamente à porta P1 do 8031 (P1.0, P1.1, P1.2), com resistores de "pull-up" de 10k (figura 18). Por estar em uma porta, pode-se ler diretamente o bit de cada tecla através das instruções JB e JNB. A tecla F (figura 12B) é usada para mudar a mensagem que está sendo mostrada no display. Através das teclas ... e ... o operador incrementa e decrementa respectivamente os valores que determinarão os alarmes para os tempos de apnéia, bradipnéia e taquipnéia.

Os valores selecionados pelo operador para o alarme do tempo de apnéia estão entre 5 e 40s, incrementados de 1s. Para o alarme de bradipnéia os valores estão entre 20 resp/min e 60 resp/min incrementados de 5 resp/min. Já para o alarme de taquipnéia os valores estão entre 80 e 150 resp/min, incrementados em 5 resp/min.

Foi usado um display de cristal líquido de 2 linhas x 16 caracteres (ALFACOM-LCM-1602-0555). Suas principais características são: consumo baixo (5V/0,5mA), interfaceamento direto com o 80C31, compatível com o código ASCII, geradores de caracteres e acionadores de linhas/colunas já incluídas. Neste display será visualizado o tempo do alarme de apnéia programado, assim como os alarmes programados de taqui e bradipnéia. Mostrará também a frequência respiratória instantânea e no momento que ocorrer algum alarme, este será mostrado no display. Exemplos de mensagens que aparecem no display são mostrados no próximo item.

III.4. Circuito Microprocessado - Software

O software desenvolvido tem por finalidade coordenar as seguintes tarefas: tempo de apnéia, cálculo da frequência respiratória, leitura do teclado para definição de valores e acionamento de alarme sonoro e visual para tempo de apnéia, bradipnéia e taquipnéia. No apêndice 4 encontra-se a listagem do Programa desenvolvido em Assembly do microcontrolador 80C31.

Programa Principal

Na figura 19 pode-se observar o fluxograma do Programa Principal. Depois da configuração do sistema e dos modos de operação, o microcontrolador aguarda a ocorrência da primeira interrupção de respiração (INT0). Quando esta ocorrer o TIMERO é carregado FDFH, a sua interrupção é habilitada e o contador NINT é zerado. Após isso o programa tem a tarefa de calcular o tempo de apnéia (TAPN), e caso supere o valor definido inicialmente pelo operador (APN), o alarme será acionado e o display atualizado com a seguinte mensagem:

APNEIA

10 SEGUNDOS

Se ocorrer uma interrupção de respiração (INTO), o programa principal é desviado para a Rotina de Processamento onde calcula a frequência respiratória. O retorno do INTO permite que se verifique se haverá ou não apnéia, ou seja, calcula novamente o tempo de apnéia (TAPN) e compara o valor definido pelo operador (APN). Este loop é infinito em caso de normalidade.

Configuração do Sistema e dos Modos de Operação

Inicialmente configura-se o sistema (interrupções, timer, display e inicialização de variáveis) e depois configura-se os modos de operação, definindo-se primeiramente o limite para o tempo de apnéia (figura 20). É então mostrada a primeira mensagem no display:

TEMPO DE APNEIA

APN = 05 SEG

Através das teclas incrementa () e decrementa () seleciona-se o valor para o APN de 5 a 40 segundos com passo de 1 segundo. Uma vez definido o valor do APN, teclar F para confirmar e mudar para a próxima mensagem. Esta mensagem permite definir o valor da frequência respiratória máxima (FR max), que vai de 80 a 150 resp/min com passos de 5 resp/min. Isto é feito do mesmo modo que para o valor de APN, ou seja, usando as teclas incrementa e decrementa. A mensagem no display é o seguinte:

FREQ RESP MAXIMA

080 resp/min

E para finalizar seleciona-se o valor da frequência respiratória mínima (FR min) de 20 a 60 resp/min com passo de 5 resp/min, como explicado acima para FRmax e APN. A mensagem no display é:

F R E Q R E S P M I N I M A

030 r e s p / m i n

Rotina do TIMERO

O TIMERO será responsável pela base de tempo do sistema, gerando um clock de 1200Hz. Como foi visto, na descrição do programa principal, o temporizador é carregado com o valor FDFH, e a cada interrupção o valor do NINT é incrementado, que será utilizado para o cálculo da frequência respiratória e do tempo de apnéia. Novamente o valor FDFH é carregado no temporizador e a contagem é reiniciada (figura 21).

Rotina de Processamento (INT0)

O pulso do sinal respiratório está ligado ao pino de interrupção (INT0 - pino 12) do microcontrolador 80C31, de forma a gerar um pedido de interrupção no programa principal. Nesta rotina, primeiramente salva o NINT com o nome de PERIODO, e logo após é zerado o NINT para uma nova contagem (figura 22). Em seguida calcula-se a frequência respiratória (FR), atualiza-se o display e verifica-se os limites para os alarmes de taquipnéia e bradipnéia. Se a FR ultrapassar os limites programados, será acionado um alarme sonoro e visual, caso contrário o retorna para o programa principal. Os alarmes sonoros de taquipnéia e bradipnéia, são acionados por meio da porta P1.4 do CI 80C31, levando este pino para nível lógico baixo, e é mostrado também no display.

T A Q U I P N E I A

F R = 1 5 0 r e s p / m i n

B R A D I P N E I A

F R = 2 0 r e s p / m i n

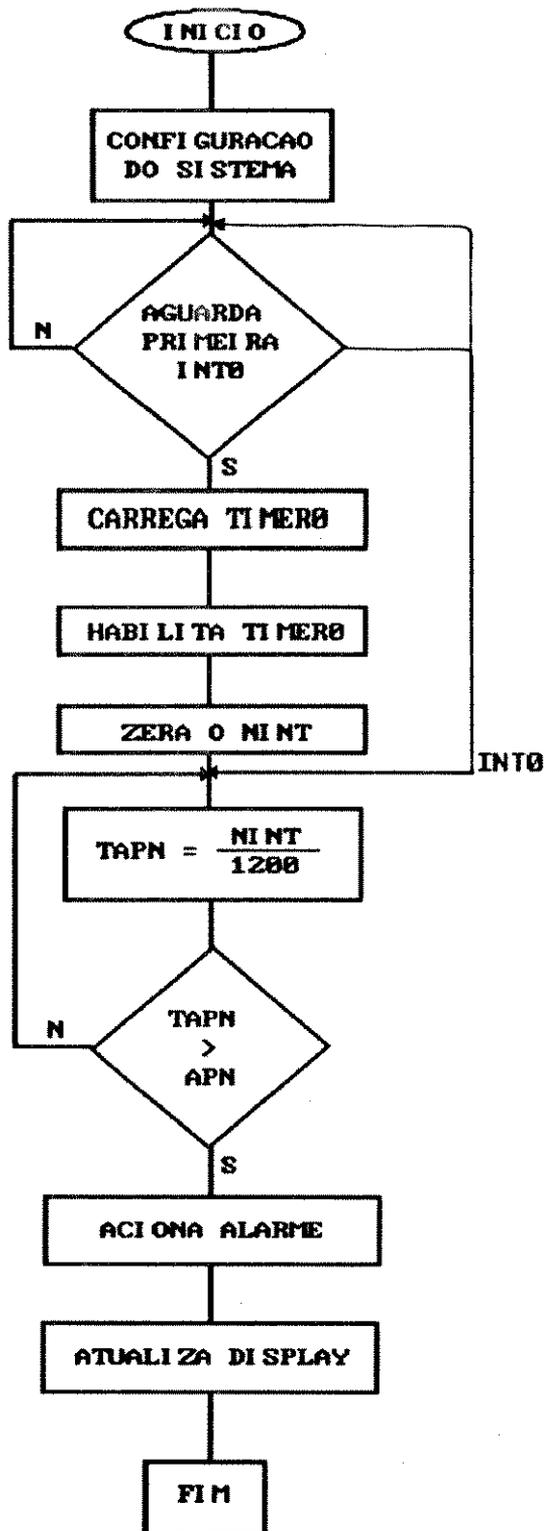


Figura 19 - Fluxograma do Programa Principal

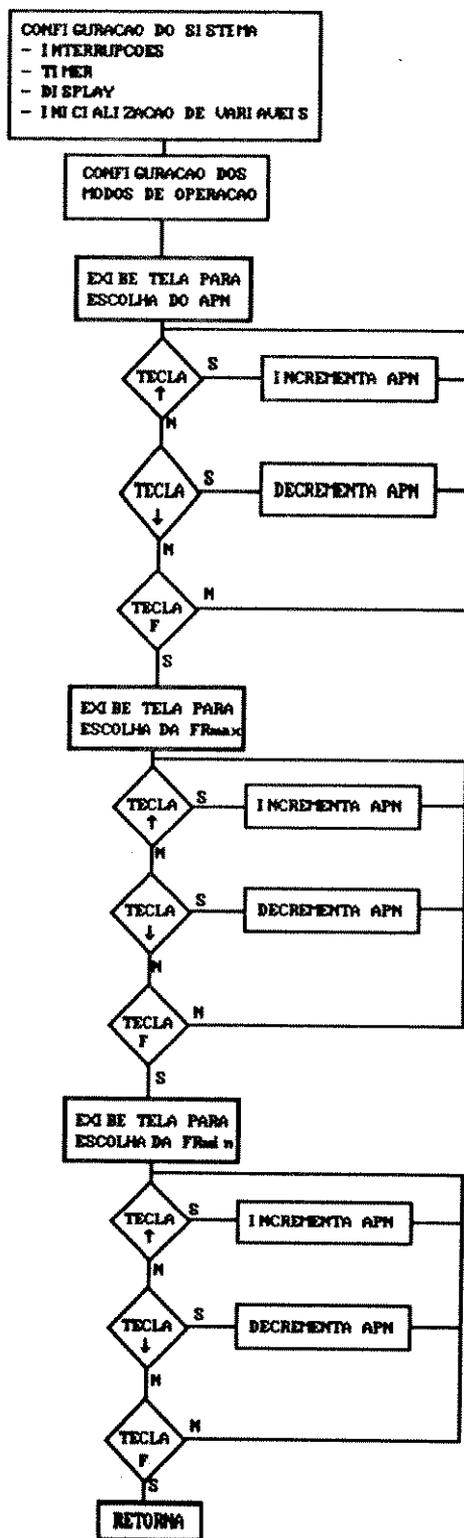


Figura 20 - Fluxograma de Configuração do Sistema e dos Modos de Operação.

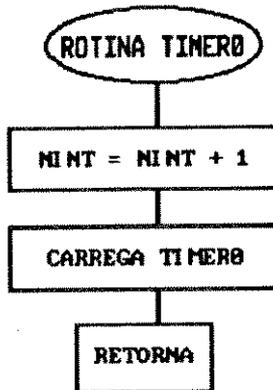


Figura 21 - Fluxograma da Interrupção Base de Tempo

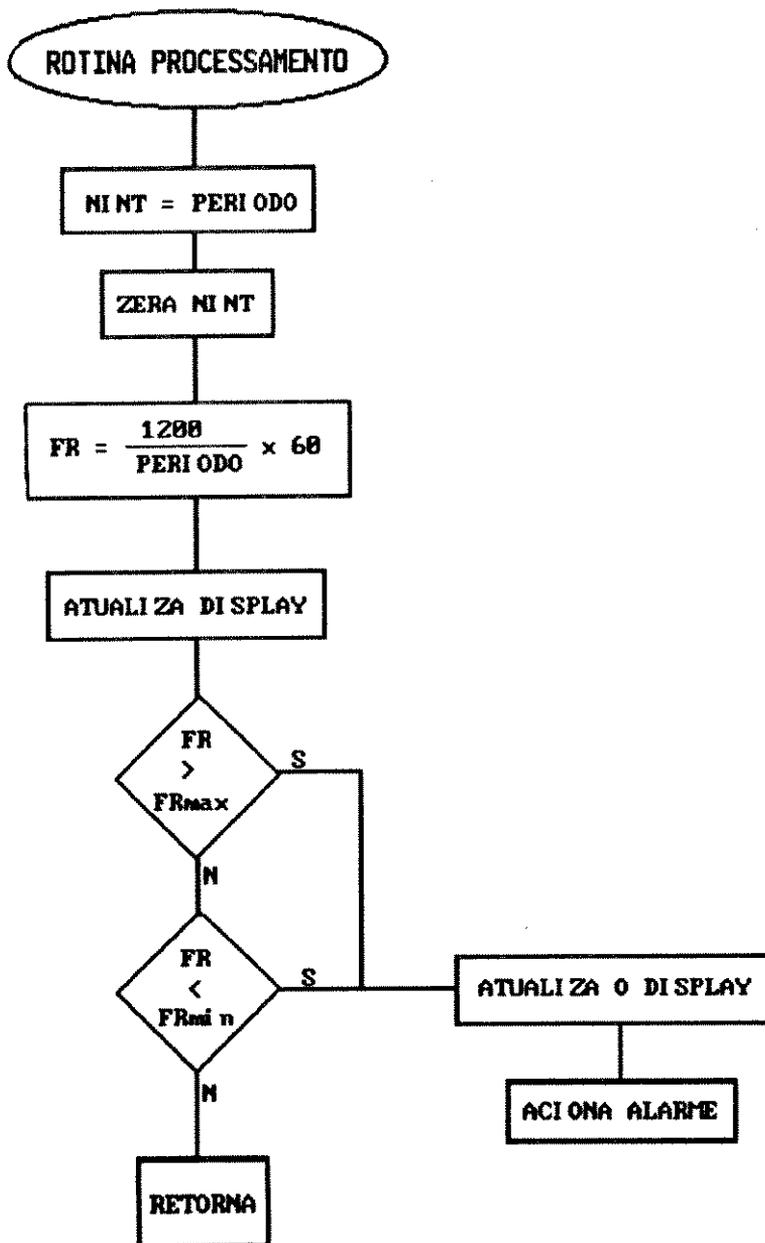


Figura 22 - Fluxograma da Rotina de Processamento

III.5. Fonte de Alimentação

O circuito da fonte de alimentação do monitor de apnéia está apresentado na figura 23 (Apêndice 2). Pode-se observar que o monitor pode ser alimentado via rede (110/220V) através do conversor AC/DC (110-220V/12V/500mA, CN2) ou bateria (12V/700mA, CN4). O regulador de tensão CI1 (+VCC = 5V) alimenta o módulo microprocessado e os reguladores CI2 e CI3 (+VA = 6V, -VA = -6V) alimentam a parte analógica.

Para que o aparelho possa ser alimentado também por bateria montou-se um conversor (+Ve/-V) que a partir da tensão positiva de entrada (+Ve = 12V) converte em tensão negativa (-V = -12V). Este tipo de conversor possui tensão de saída oposta à tensão de entrada e é do tipo flyback e pode ser visto na figura 23. O LM 311 está configurado como um multivibrador astável, e tem uma corrente de saída suficiente para ativar o transistor T4. O ciclo de trabalho (TON e TOFF) é dado pelo divisor de tensão R3 e R4 e a frequência por R5 e C1. Quando o transistor T4 conduz (TON), a fonte (+Ve) fornece a corrente I1 para o indutor L3, portanto é armazenada energia. Como a princípio o diodo D1 está reversamente polarizado, nenhuma corrente flui para a saída. Quando o transistor T4 corta (TOFF) a corrente I1 é transferida para o capacitor C2 e para a carga, pois o diodo D1 agora está diretamente polarizado e a energia no indutor L3 é entregue à carga. O capacitor C2 é usado para manter a tensão e a corrente de saída I1 constantes.

Um fator importante é o carregamento da bateria. O desempenho e a vida útil da mesma são diretamente afetados pelo método utilizado e pela eficiência do carregador. A bateria usada é de 12V/700mA (modelo PS12V da Power Sonic), onde os dados do fabricante são:

-corrente máxima de carga : 150mA

-tensão máxima : 13,2V

-corrente de carga final : 10mA

O carregador resume-se numa fonte de corrente que fornece 150mA até a bateria atingir a tensão de 13,2V. Após atingir essa tensão a fonte de corrente passa a fornecer uma corrente de manutenção de 10mA. O circuito projetado é mostrado na figura 23. Os transistores T1 e T2 juntamente com os resistores R1 e R2 formam a fonte de corrente. O transistor T1 será o elemento de controle, que controlará a corrente de saída a partir de uma tensão (VF) enviada a ele por intermédio do comparador T3, que compara a tensão de referência VR (D6) com a tensão de realimentação VF. Quando a tensão da bateria aproxima-se de 13,2V o transistor T3 começa a conduzir drenando a corrente de base de T1, e portanto diminuindo a corrente de carga da bateria.

CAPITULO IV

TESTES E RESULTADOS

Foram realizados primeiramente alguns testes em bancada para analisar o transdutor, e posteriormente testes em pacientes para verificar o desempenho do aparelho.

IV.1. Testes em Bancada

Foram realizados alguns experimentos com a configuração e teste mostrado na figura 24, visando determinar a resposta do conjunto transdutor/monitor de apnéia quanto à sensibilidade, diretividade e frequência respiratória.

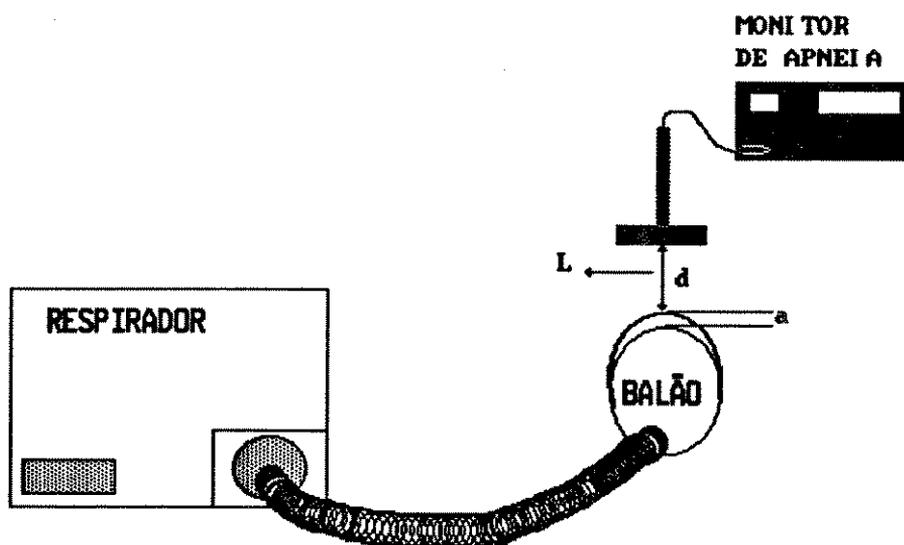


Figura 24 - Configuração de testes para a determinação da sensibilidade e diretividade do transdutor e cálculo da frequência respiratória.

Nestes testes, usou-se um respirador inflando um balão (diâmetro 70mm) numa frequência de 80 respirações por minuto, frequência esta semelhante à do RN-PT. A cada respiração o balão varia o seu volume "a", tendo o seu diâmetro um aumento de cerca de 5 mm, simulando assim a variação da amplitude do movimento abdome do RN-PT. Para tornar o experimento ainda mais próximo da realidade, colocou-se a palma da mão sobre o balão, para simular o abdome (tecido humano).

A sensibilidade do transdutor (figura 25) pode ser verificada através da relação entre o desvio da frequência central do oscilador (Δf_0) e a variação da distância sensor/abdome (d). A curva interligando os pontos foi obtida através de regressão não linear (Araês, 1989). A equação que descreve a curva é $y = p_0 + p_1 \cdot x + p_2 \cdot x^2$, sendo $p_0 = 188$, $p_1 = -1.60$, $p_2 = 0.0037$. Pode-se notar que, sendo p_2 muito próximo de zero, é possível aproximá-la para uma reta.

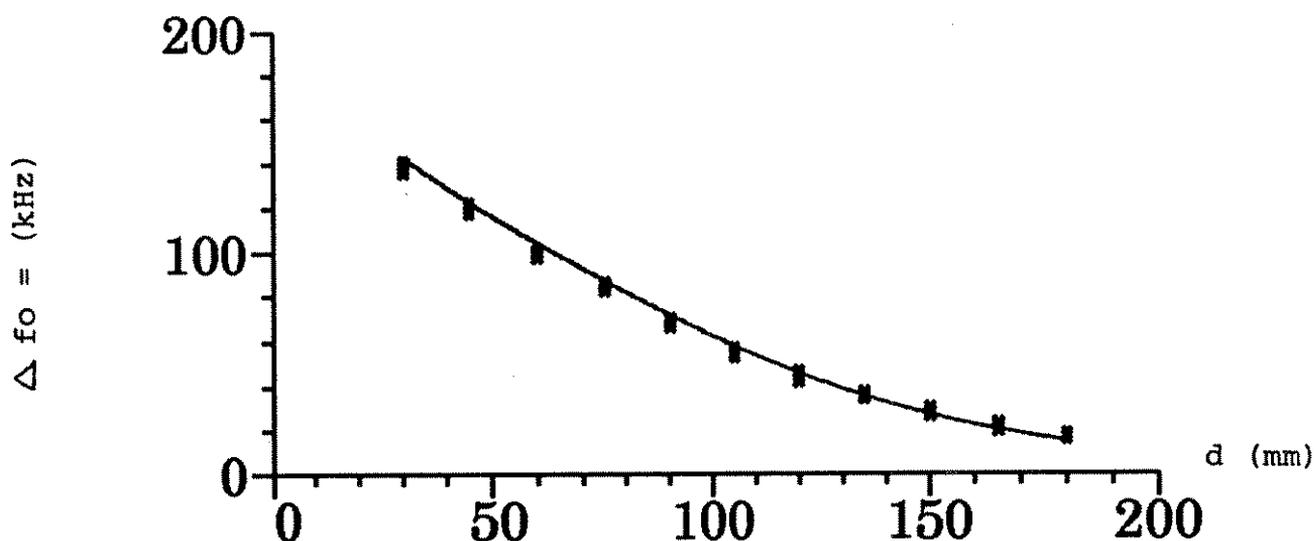


Figura 25 - Sensibilidade do transdutor. Relação da distância crescente "d" com o desvio da frequência central do oscilador.

O efeito causado pelo movimento superficial do abdome, devido ao seu afastamento do sensor, pode ser verificado com a distância crescente "d" entre o sensor e o balão. Para levantar a curva da figura 25, o teste foi realizado três vezes e mostrados na tabela 1. Nesta encontram-se os valores da distância d, do desvio da frequência central do oscilador (Δf_o) e da tensão na saída do Circuito de Ajuste do Sinal (Sresp). Como pode ser visto, quanto mais distante o sensor estiver, menor será o desvio da frequência central, tornando-o menos sensível.

Tabela 1 - Variação da frequência central (Δf_o) com a distância sensor/abdome (d), com correspondente valor de tensão na saída do Circuito de Ajuste do Sinal (Sresp).

d (mm)	Δf_o (kHz)			Sresp (mV)
	Δf_{o_1}	Δf_{o_2}	Δf_{o_3}	
30	140	138	136	4700
45	122	120	118	3800
60	101	100	98	3400
75	86	85	83	2700
90	70	69	67	2200
105	57	55	54	1500
120	47	45	43	1100
135	37	36	35	900
150	30	28	27	800
165	23	22	20	700
180	18	16	15	650

A diretividade do transdutor pode ser verificada através do desvio da frequência central do oscilador (Δf_0) causado pelo deslocamento lateral (L) do balão (figura 24). O balão foi deslocado lateralmente num total de 5 pontos (L1, L2, L3, L4 e L5), colocados a uma distância de 150mm, tendo como resposta o desvio da frequência central mostrado na figura 26. Para levantar a curva o teste foi realizado três vezes, e usou-se o mesmo programa para regressão não linear, sendo que, para $y = p_0 + p_1.x + p_2.x^2$, tem-se que $p_0 = 72$, $p_1 = -0.49$ e $p_2 = -0.0049$.

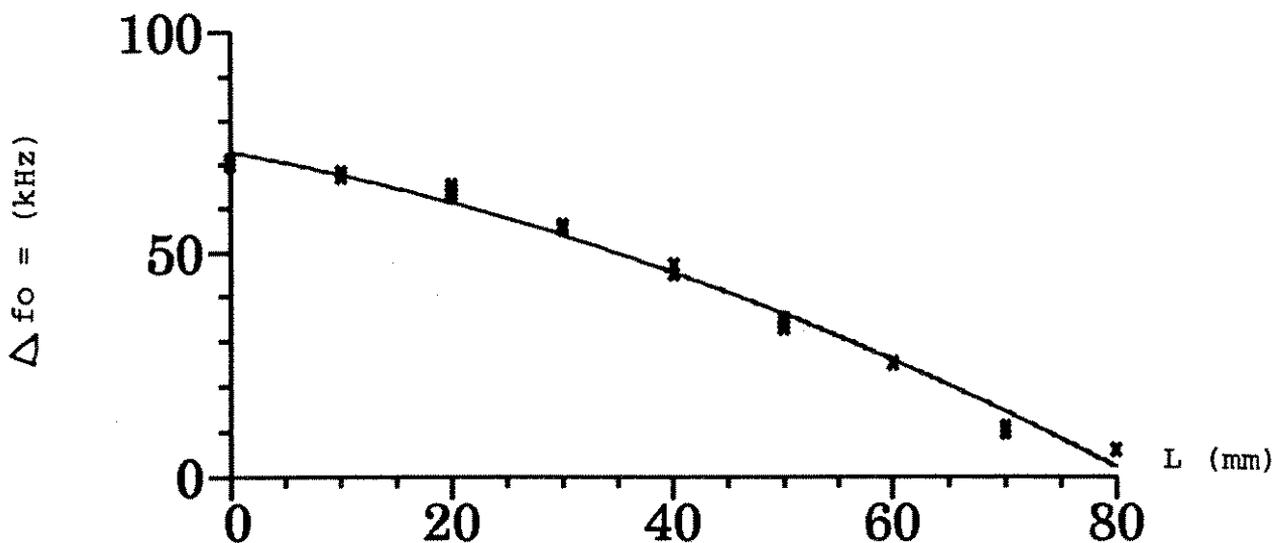


Figura 26 - Diretividade do transdutor. Relação entre o desvio da frequência central do oscilador e o deslocamento lateral do transdutor.

A tabela 2 contém os resultados obtidos. Como pode ser visto, existe uma maior sensibilidade na região central ($d = 0$, região do abdome), implicando uma menor captação de movimentos aleatórios simulados (braço, perna e tórax do RN-PT). Estes movimentos aleatórios, por não estarem diretamente abaixo do transdutor, têm contribuição desprezível para o desvio da frequência central, mostrando assim a diretividade do sensor.

Tabela 2 - Variação da frequência central do oscilador com o deslocamento lateral do transdutor, com correspondente valor de tensão na saída do Circuito de Ajuste do Sinal.

L (mm)	Δf_0 (kHz)			V (mV)
0	70	71	71	2150
10	68	68	67	2100
20	64	63	65	2000
30	55	56	55	1450
40	45	45	47	1000
50	33	35	34	600
60	25	25	25	400
70	10	10	11	200
80	6	6	6	100

Para verificar se o valor da frequência respiratória (FR) mostrada no display do aparelho estava calibrada, colocou-se o transdutor sobre o balão a uma distância de 150mm e variou-se a frequência no respirador de 50 a 150 resp/min (tabela 3). Este teste foi realizado três vezes. Em se tratando de frequência respiratória, o que interessa ao corpo clínico,

segundo os médicos e enfermeiros, é se está ocorrendo episódio de taqui ou bradipnéia. Portanto a variação de 1 resp/min como pode ser observado na tabela, não parece ser significativa.

Tabela 3 - Relação entre a frequência respiratória do Respirador (FRr) calibrado com a frequência respiratória do aparelho (FRa) desenvolvido.

FRr (resp/min)	FRa (resp/min)		
50	50	49	51
60	60	60	61
70	71	71	71
80	80	81	79
90	91	91	90
100	101	101	101
110	110	109	109
120	120	120	120
130	131	131	130
140	140	139	142
150	151	151	151

Na figura 27 é mostrado um outro experimento, em que se utilizou um respirador inflando um pulmão teste. O transdutor foi colocado a uma distância de 150mm do pulmão teste. Este teste foi feito para analisar a morfologia do sinal, a resposta do detetor de respiração e conferir o alarme do tempo de apnéia. Interligou-se as saídas do aparelho (saída do sinal respiratório, detetor de respiração e tempo de apnéia) nos canais de um plotter para o registro.

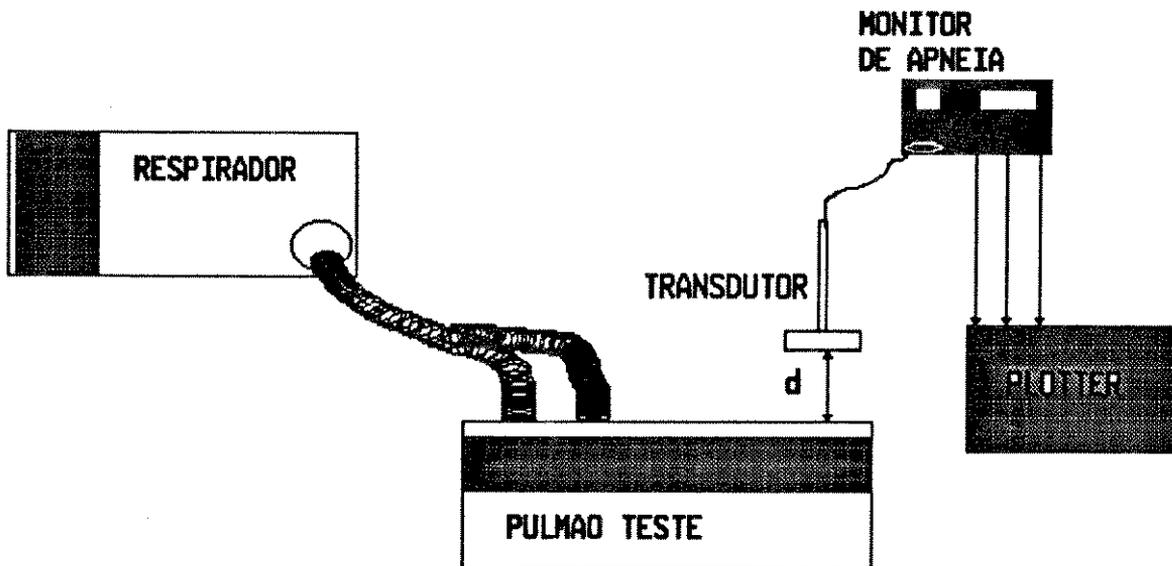


Figura 27 - Configuração de teste para a determinação da morfologia do sinal, detecção do sinal respiratório e detecção do alarme de tempo de apnéia.

Nas figuras 28, 29 e 30 há um registro de 3 canais: a) sinal de respiração (Sresp), b) detetor de respiração (Presp) e c) alarme do tempo de apnéia (APN). Nestes registros foi programado no aparelho desenvolvido o tempo de apnéia de 11 segundos, 21 segundos e 31 segundos respectivamente. Pode-se observar que o sinal respiratório assemelha-se a uma senóide e o detetor de respiração transforma o sinal respiratório num pulso que será enviado ao circuito microprocessado (INT0). Na ausência do pulso respiratório (parada respiratória) o microprocessador ativa o alarme do tempo de apnéia programada. Pode-se verificar pela base de tempo que o alarme de tempo de apnéia ocorreu como programado. Com estes, foram finalizados os testes de bancada e o monitor foi ensaiado com pacientes, como descrito a seguir.

Figura 28 - Tempo de Apnéia 11s

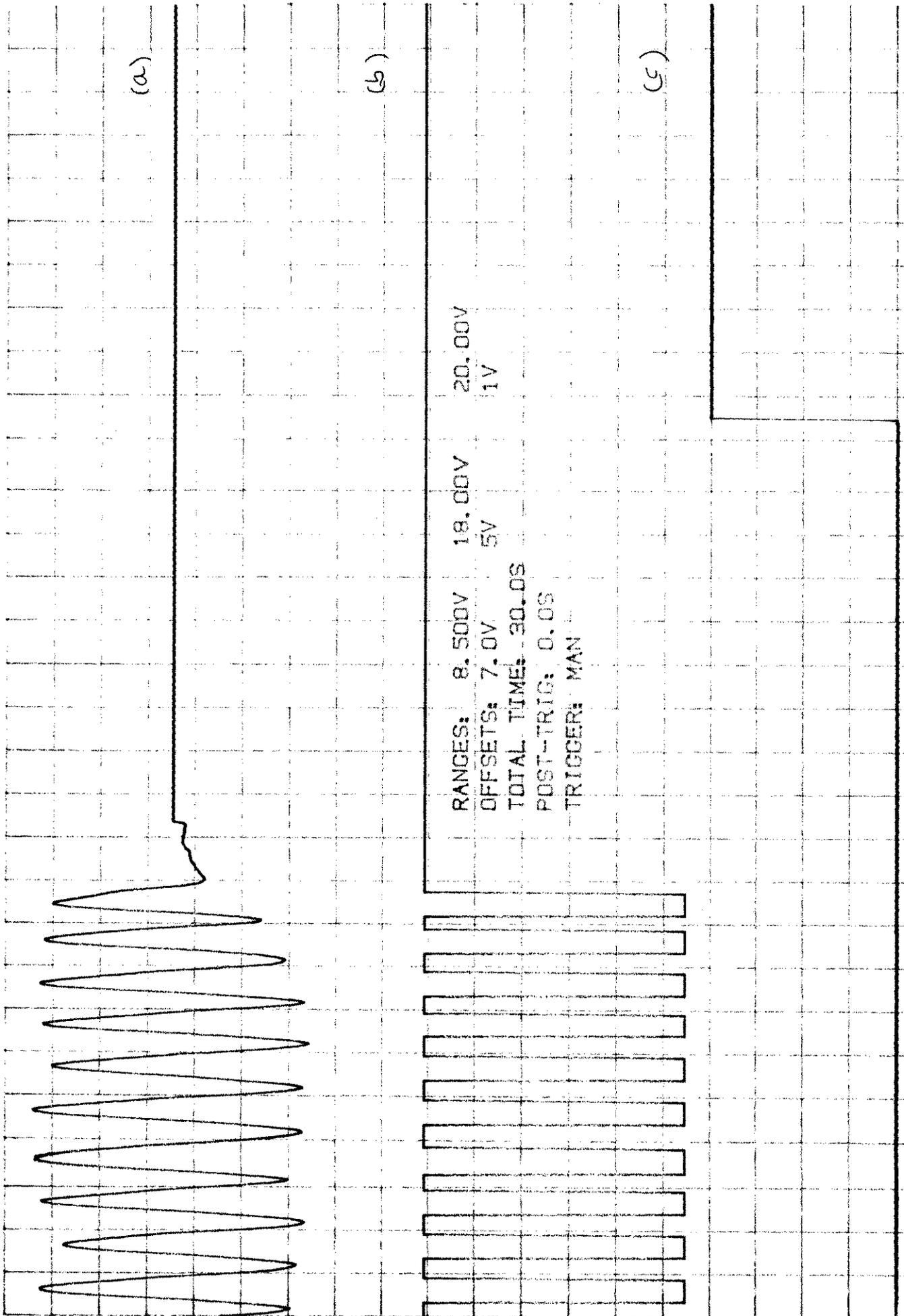


Figura 29 - Tempo de Apnéia 21s

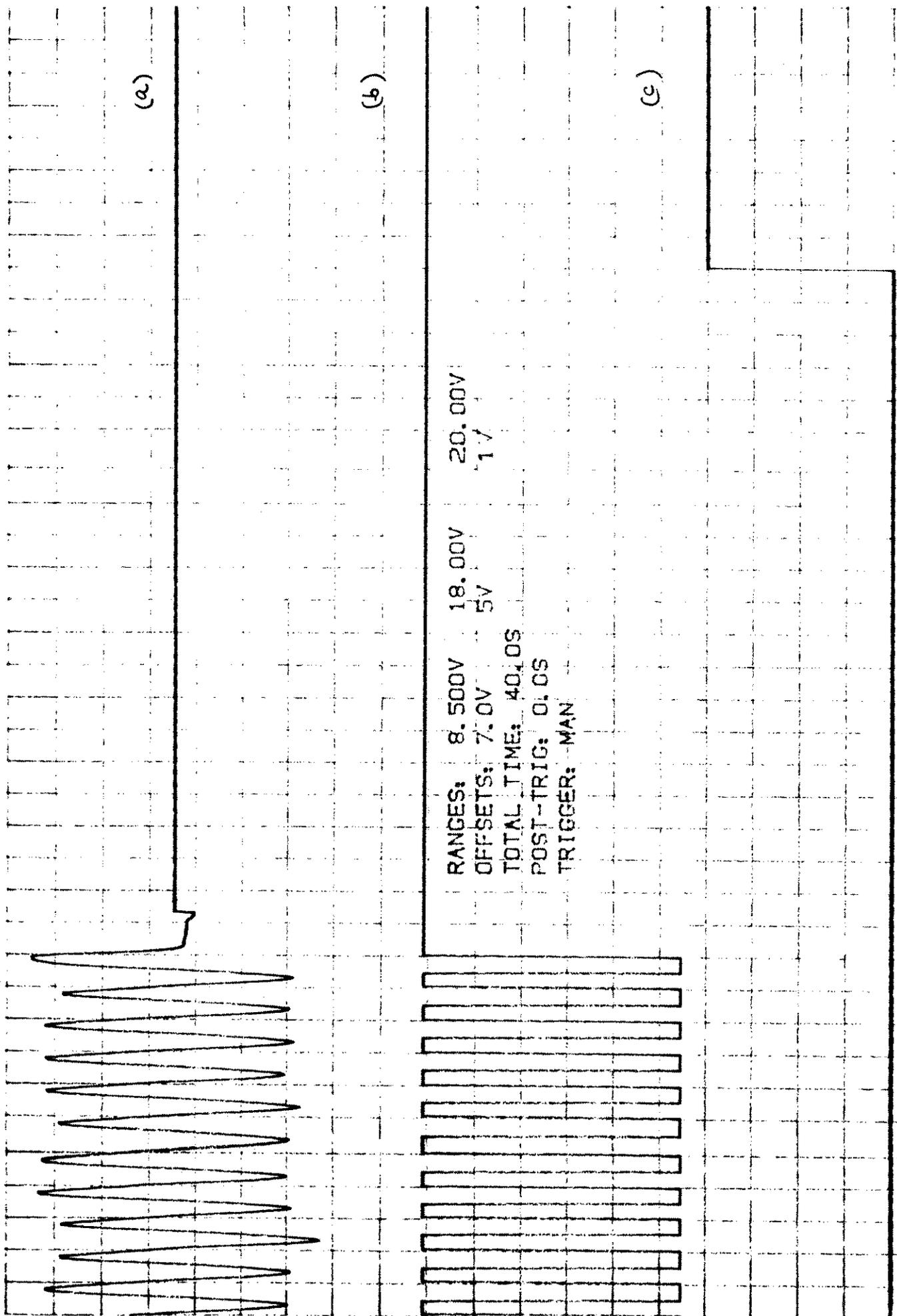
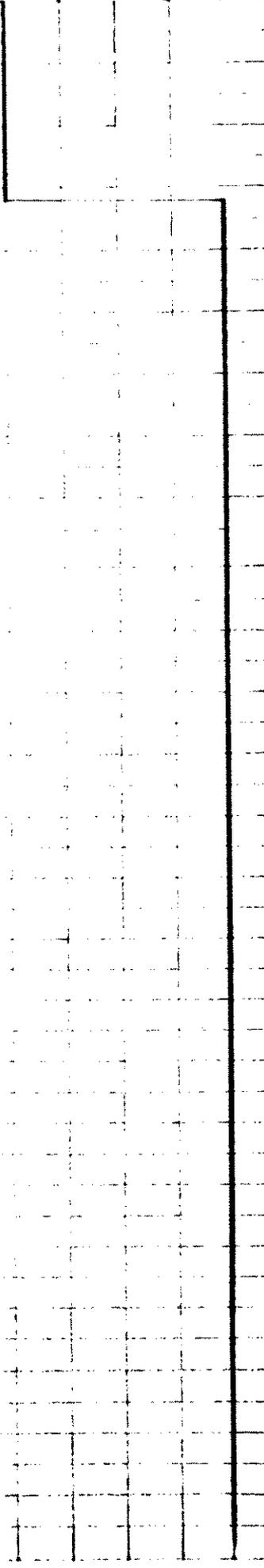
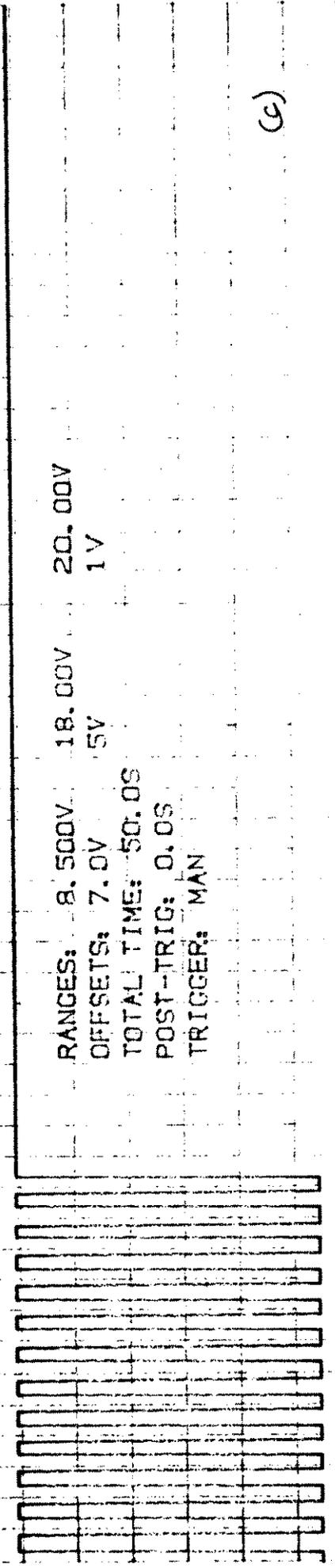
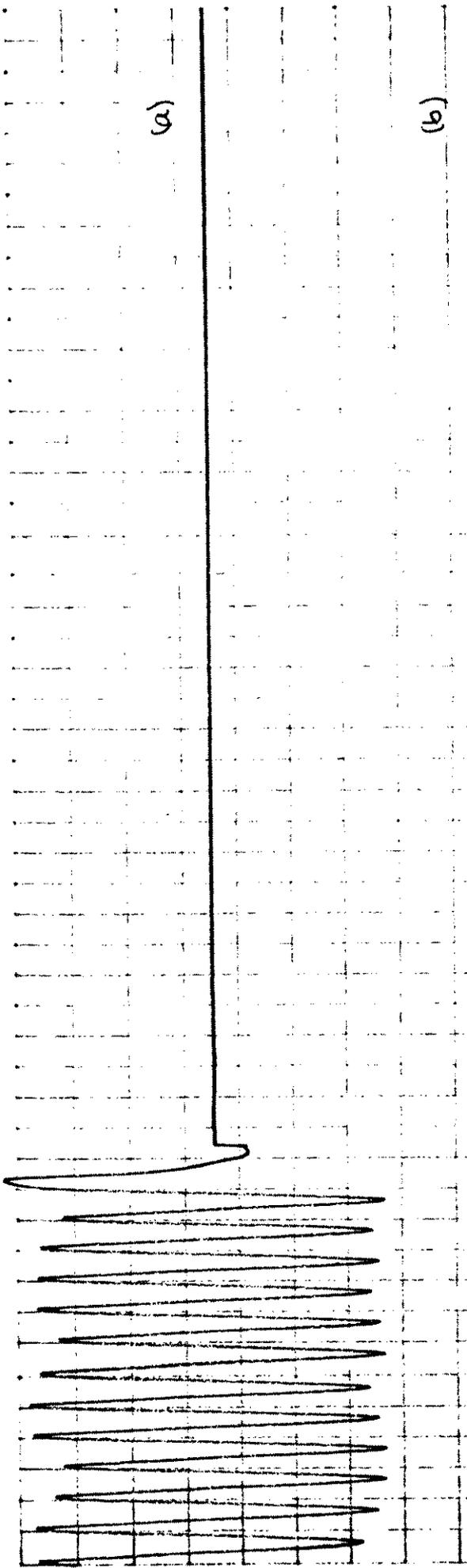


Figura 30 - Tempo de Apnéia 31s



IV.2. Testes em Pacientes

Foram registrados alguns sinais respiratórios de RN-PT, RN e crianças de alguns meses. O experimento foi realizado na UTI do Instituto "Dante Pazanezze de Cardiologia". Usou-se um osciloscópio e nele acoplada uma câmera fotográfica, e também um gravador de 4 canais para gravar os sinais respiratórios e os sinais do detector de respiração. O transdutor foi colocado dentro da incubadora a uma distância de 150mm do abdome da criança. Nas figuras que se seguem, o sinal superior é o sinal respiratório (Sresp) e o inferior é o sinal do detector de respiração (Presp). Pode-se observar que, pelos resultados mostrados nas figuras 31 e 32, o detector de respiração funcionou adequadamente. Já na figura 33 o detector de respiração apresentou algumas falhas devido a morfologia do sinal respiratório, pois o RN-PT se encontrava com problemas cardíacos.

As figuras 34 e 35 ilustram os resultados obtidos em um RN onde observa-se que a frequência respiratória é mais baixa do que no RN-PT. Na figura 35, em um instante qualquer o RN bateu a mão no transdutor, saturando assim o sinal respiratório. Pode ser observado também uma rápida recuperação da linha de base.

As figuras 36 e 37 ilustram os resultados obtidos em uma criança de 2 meses e uma de 4 meses respectivamente. Pode-se observar que quanto maior for a criança a frequência respiratória diminui.

O aparelho desenvolvido foi também testado na Santa Casa de São Roque. Devido ao fato dos problemas encontrados para calcular a frequência respiratória instantânea, por causa dos movimentos aleatórios do RN-PT, esta opção de cálculo da FR foi eliminada, monitorando-se apenas ocorrências de apnéia. O aparelho mostrou-se eficaz, alarmando em todas as ocorrências de apnéia.

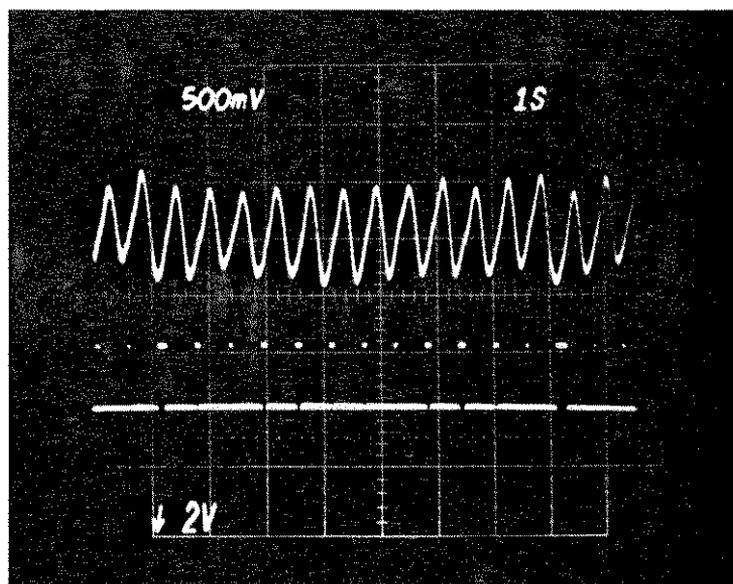


Figura 31 - Traçado de um RN-PT. Frequência respiratória alta (100 resp/min) e detecção da respiração perfeita.

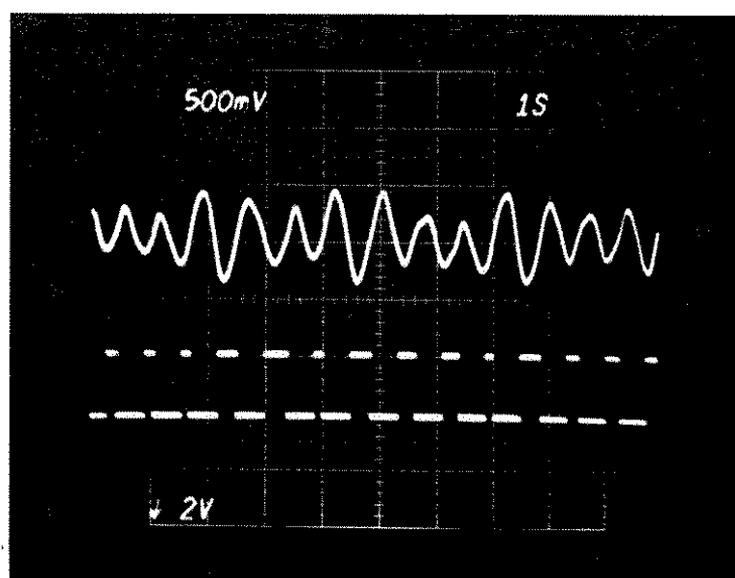


Figura 32 - Traçado de um RN-PT . Frequência respiratória alta (85 resp/min), detecção da respiração perfeita.

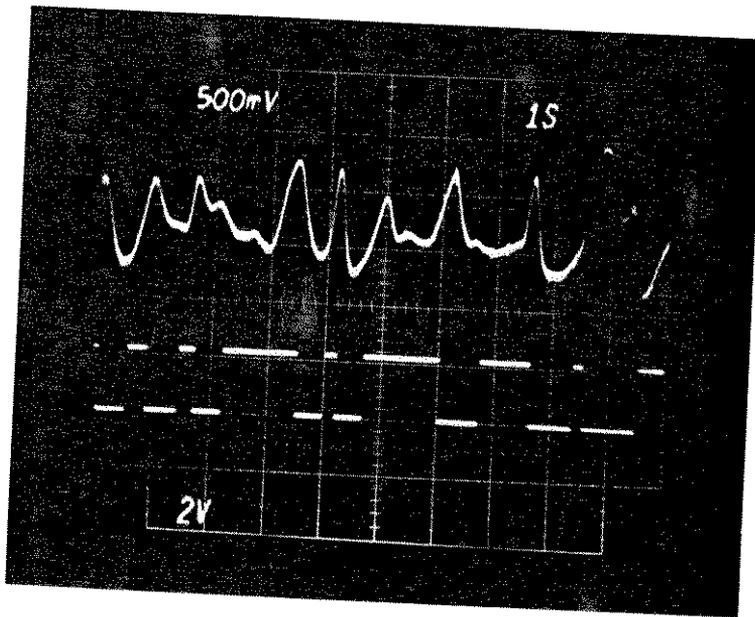


Figura 33 - Traçado de um RN-PT com problemas cardiovasculares. Existe uma flutuação do sinal de respiração devido à dificuldade de respirar provocando algumas falhas no detector de respiração.

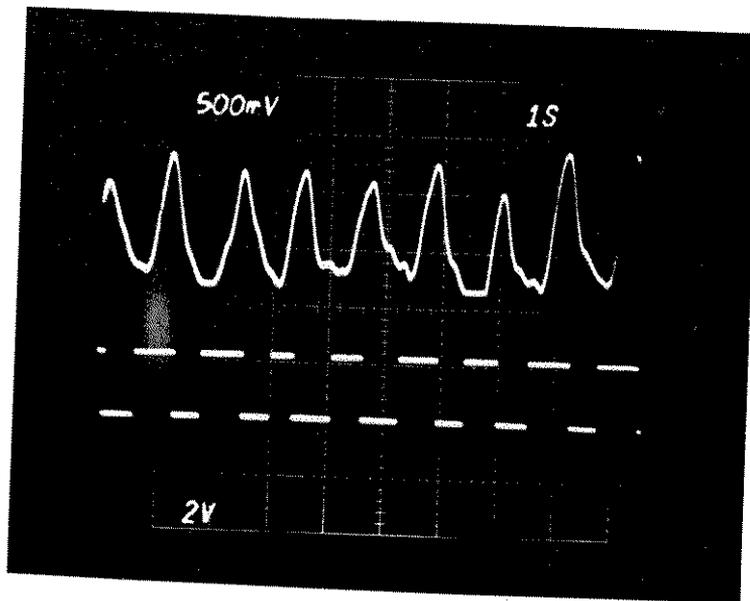


Figura 34 - Traçado de um RN. Frequência respiratória baixa (55 resp/min) e detecção da respiração perfeita.

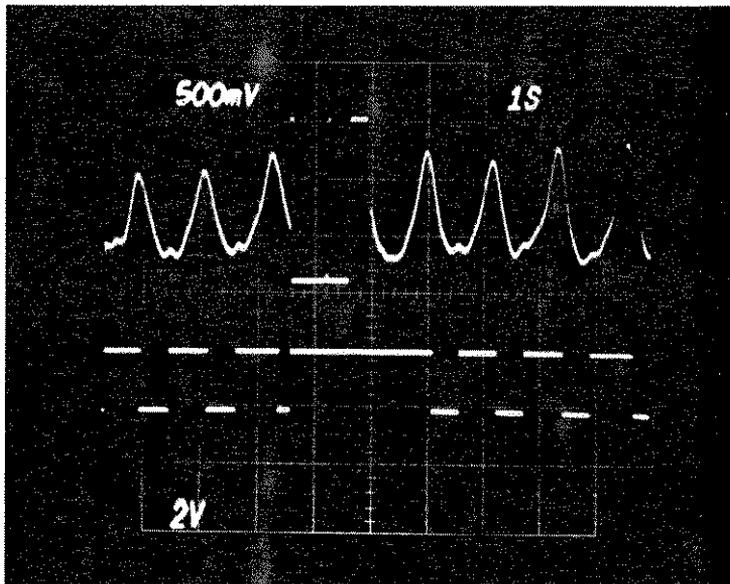


Figura 35 - Traçado de um RN. Frequência respiratória baixa (55 resp/min). Saturação do sinal devido ao movimento da mão.

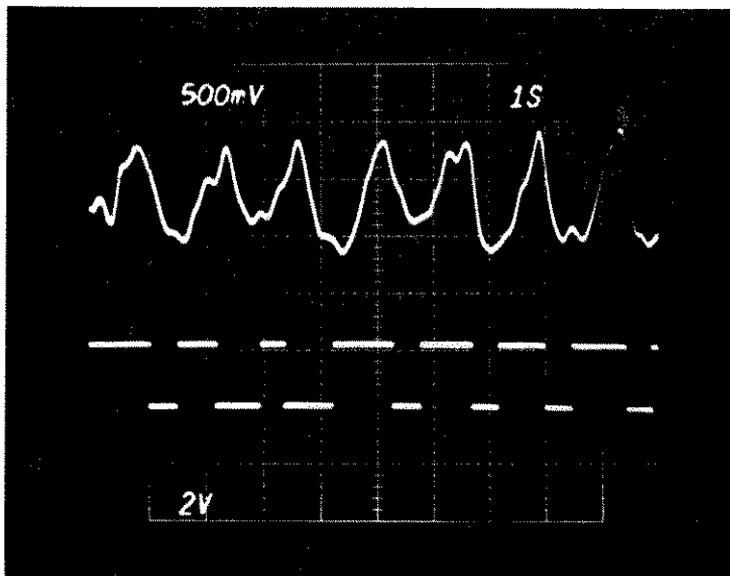


Figura 36 - Traçado de uma criança de 2 meses. Frequência respiratória baixa (52 resp/min) e detecção da respiração perfeita.

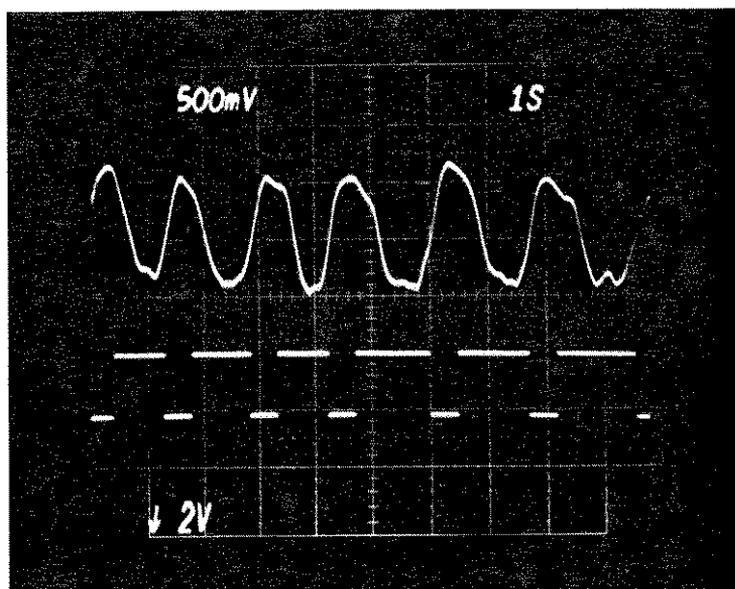


Figura 37 - Traçado de uma criança de 4 meses. Frequência respiratória baixa (40 resp/min) e detecção da respiração perfeita.

CAPÍTULO V

DISCUSSÃO

A proposta do trabalho caracterizada pelo projeto e realização de um conjunto transdutor/monitor de apnéia capaz de captar o movimento respiratório, com sensor sem contato físico com o RN-PT, foi alcançada.

Como foi descrito, a definição de apnéia tem sofrido algumas modificações, mas pode-se dizer que é uma pausa respiratória de alguns segundos (de 5 a 40s). Se essas pausas não forem observadas e controladas, podem resultar em um baixo nível de oxigênio no organismo, podendo conduzir a um dano irreversível ao cérebro e até provocar a morte. Portanto, é de suma importância o uso de um monitor de apnéia numa UTI Neonatal.

Deve-se ressaltar que os sensores utilizados normalmente nos monitores de apnéia (termistor, pneumático, strain-gauge e eletrodos metálicos), são de grande importância mas, devido a estarem em contato com a pele, podem provocar escoriações e desconforto ao RN-PT. Isto motivou o desenvolvimento de um sensor capacitivo, cuja a principal característica é a de não estar em contato físico com a pele do RN-PT.

Com relação ao equipamento desenvolvido, um fator importante é o compromisso existente na escolha do tamanho da placa sensora, que tem o diâmetro de 85mm, próximo do diâmetro do abdome do RN-PT. Desse modo, permite um funcionamento satisfatório do oscilador e uma boa sensibilidade para detectar o movimento abdominal devido à respiração. Em relação ainda à placa sensora, foi observado experimentalmente que a melhor distância entre o sensor/abdome é 150mm, permitindo uma boa detecção da respiração e uma liberdade maior para o médico clinicar o RN-PT. Um outro fator é que o sensor esteja centralizado no abdome, para uma melhor

diretividade do movimento respiratório e não dos movimentos aleatórios, que eventualmente poderão surgir (tais como movimentos das mãos e braços do RN-PT).

Com referência à linha de base do sistema, esta apresentou uma recuperação rápida, mesmo quando o RN-PT tocou no transdutor, como se pode observar na figura 35 (Capítulo IV). Uma vez que o sinal aleatório proveniente do movimento do RN-PT apresenta amplitude e frequência altas, um circuito eliminador de ruídos, composto de filtros e detector de pico foi montado, de modo a se obter bom resultado na detecção de sinal respiratório normal.

Em certos casos a variação da amplitude do movimento abdominal do RN-PT devido à respiração é muito pequena, levando à necessidade do ajuste de ganho do sinal detectado. O ganho ideal, para não saturar o sinal é facilmente controlado pelo operador através de um potenciômetro observando o sinal respiratório no galvanômetro.

Durante os testes efetuados, foi observado que, quando o RN-PT se mexe e também quando o médico o está manipulando, o valor da frequência respiratória instantânea devido a movimentos aleatórios fica alterado, implicando assim em um erro de leitura e possíveis disparos de alarmes (taquiapnéia e bradiapnéia). Depois de clinicado, o RN-PT tem movimento aleatório desprezível, pois dificilmente se mexe, permitindo o funcionamento adequado do equipamento desenvolvido.

Em se tratando da programação dos alarmes de apnéia, taquiapnéia e bradiapnéia, o aparelho mostrou ser muito simples de manusear. Os disparos desses alarmes através de led, display e campainha também foram bem aceitos pelo corpo clínico que testou o equipamento.

Nos testes em bancada, como também os realizados com RN-PT observa-se que na saída do transdutor, mais precisamente na saída do demodulador, tem-se um sinal respiratório que se assemelha a uma senóide.

Há também uma boa detecção desse sinal através do circuito detetor de respiração, que transforma o sinal respiratório num pulso.

Pelas figuras 28, 29 e 30 (Capítulo IV) observa-se, pela base de tempo, que na ocorrência de um episódio de apnéia, o alarme de tempo de apnéia disparou como programado pelo operador. Observou-se também que o aparelho mostrou eficiência no alarme de apnéia, quando foi testado em campo, dando assim, uma segurança maior para o corpo clínico.

CAPÍTULO VI

CONCLUSÃO

O monitor de apnéia, devido à sua portabilidade e por apresentar um transdutor sem contato com o RN-PT, pode facilmente ser empregado em hospitais, lugares que não apresentam instalações especiais, clínicas e até podendo ser facilmente instalado em residências.

Consiste em um aparelho simples que pode ser industrializado, uma vez que seus componentes são facilmente encontrados no mercado nacional. Porém, como se trata de um protótipo, um número muito maior de testes com pacientes será necessário para verificar sua confiabilidade.

Pode-se considerar desprezível o movimento aleatório por parte do RN-PT, pois esse se encontra em estado quase imóvel quando na UTI. Nesse caso a frequência respiratória registrada pelo aparelho é satisfatória, mas existe um erro razoável quando o RN-PT se mexe. Uma sugestão para implementação futura seria retirar o cálculo e a visualização da frequência respiratória instantânea, usando o aparelho apenas como um monitor de apnéia, como proposto inicialmente.

Visando um aperfeiçoamento do aparelho, algumas complementações podem ser feitas. Em pesquisas feitas em hospitais, com médicos e principalmente com enfermeiras, algumas sugestões merecem destaque.

Uma delas é guardar o número de ocorrências de apnéia e respectivamente o horário quando ocorreram, num certo período de tempo. Desse modo, o médico ou a enfermeira poderá analisar melhor o quadro do RN-PT.

A outra é que quando ocorrer uma apnéia, provocar automaticamente algum estímulo no RN-PT para que este volte a respirar, caso o alarme passe

desapercebido pelo corpo clínico. Geralmente, propõem fazê-lo por estímulo elétrico ou auditivo. O estímulo elétrico, além de ser perigoso no caso de uma falha no sistema, havendo riscos de choques elétricos, foge da proposta do trabalho, ou seja, não haver contato físico principalmente por meio de fios, cabos ou superfícies metálicas, com o RN-PT. Já o estímulo auditivo, embora não esteja em contato com o RN-PT, também não é aconselhável, podendo prejudicar o sistema auditivo do RN-PT. Uma alternativa seria um travesseiro pneumático, que seria inflado na ocorrência de apnéia, movendo assim a cabeça do RN-PT. Este travesseiro seria controlado pelo Monitor.

APÊNDICE 1

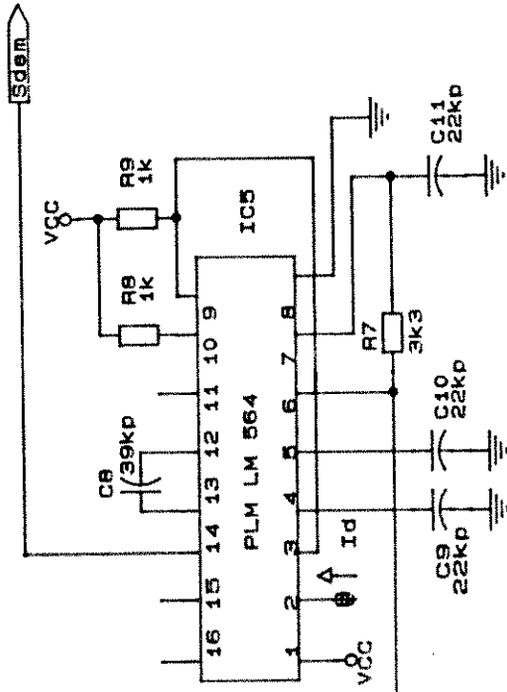
A tabela 4 apresenta os principais parâmetros de alguns equipamentos comerciais que foram extremamente valiosos na definição do conjunto Transdutor/Monitor de Apnéia.

Tabela 4 - Monitores de Apnéia e Monitores Respiratório comerciais

APARELHO	SENSOR	TEMPO DE APNÉIA (segundos)	INDICAÇÃO DE RESPIRAÇÃO
Graseby Medical MR-10	Pneumático	10 e 20	Visual
Densa - Respiration Monitor	Strain - Gauge	10 e 20	Visual
Swetron Medical HR - 100	Eletrodos Metálicos	30	Visual
Getemed BS - 1000	Pneumático	15, 20 e 25	Visual
Healthdyne HD - 10	Eletrodos Metálicos	10, 15, 20 e 25	Visual
Hewlett - Packard HP - 350A	Eletrodos Metálicos	10, 15, 20, 25, 30, 35 e 40	Visual e Sonoro
Dixtal MR - 10	Eletrodos Metálicos	10, 20 e 30	Visual e Sonoro

APÊNDICE 2

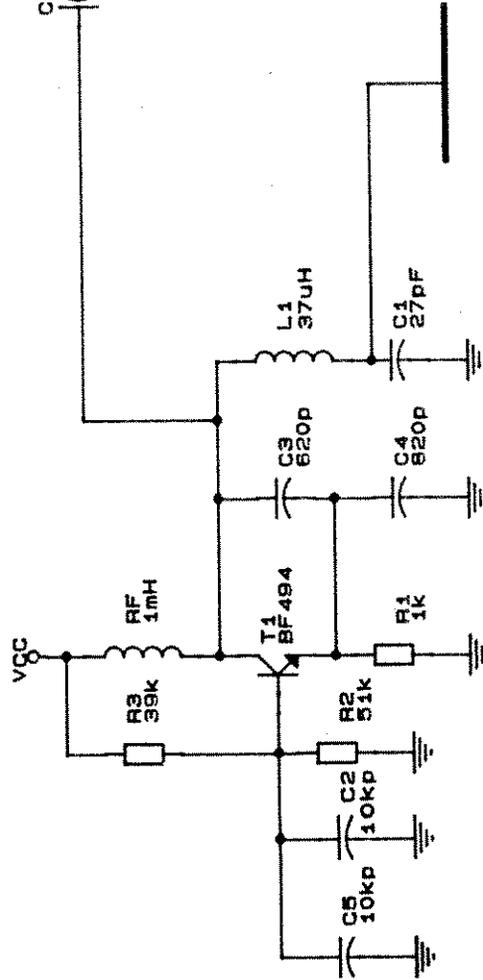
DEMODULADOR



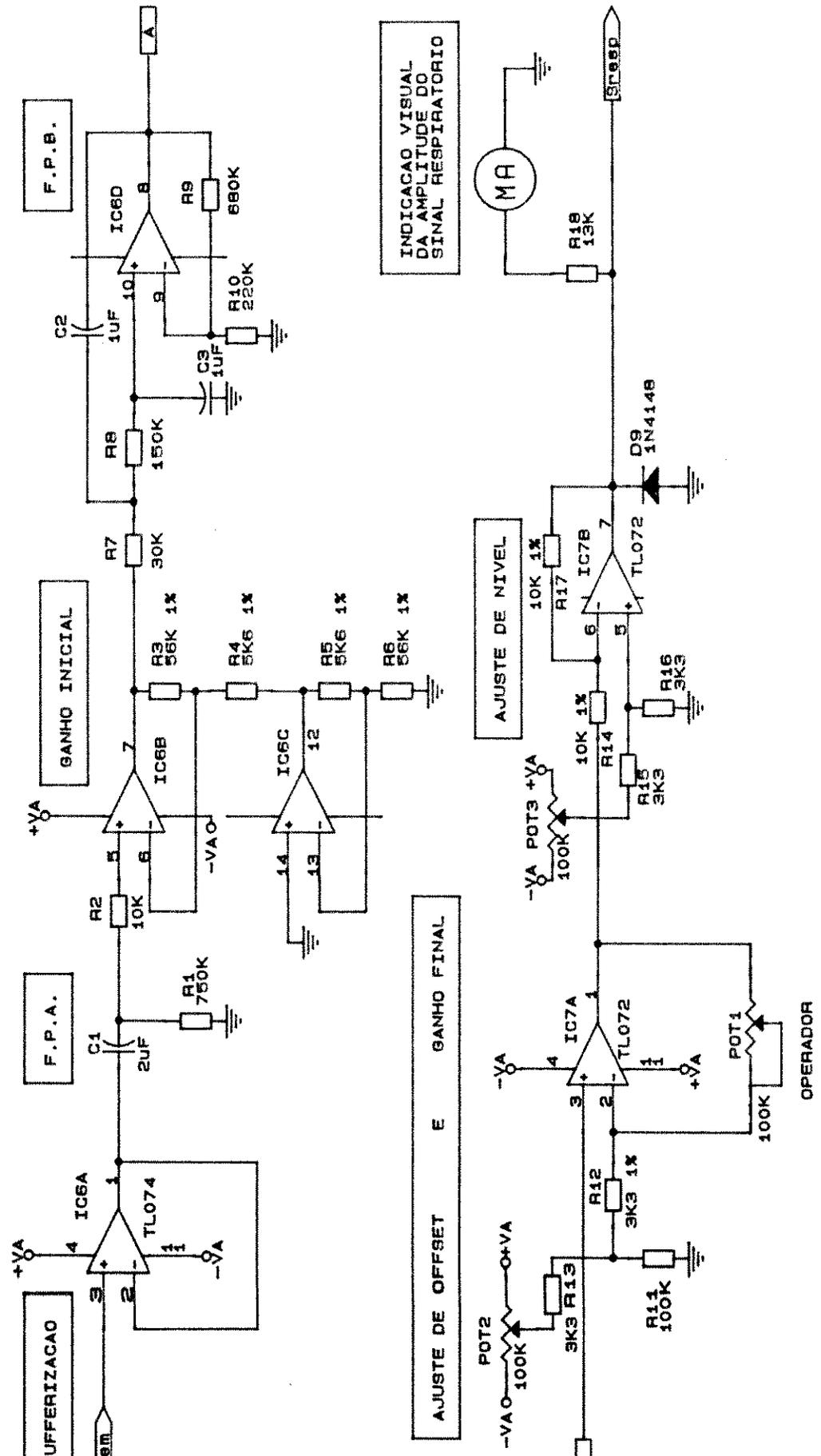
SENSOR CS

ABDOMINE

OSCILADOR



Title	FIGURA 13
MONITOR DE APNEIA	
Size Document Number	REV 2
A	TRANSUDUTOR



INDICACAO VISUAL DA AMPLITUDE DO SINAL RESPIRATORIO

AJUSTE DE NIVEL

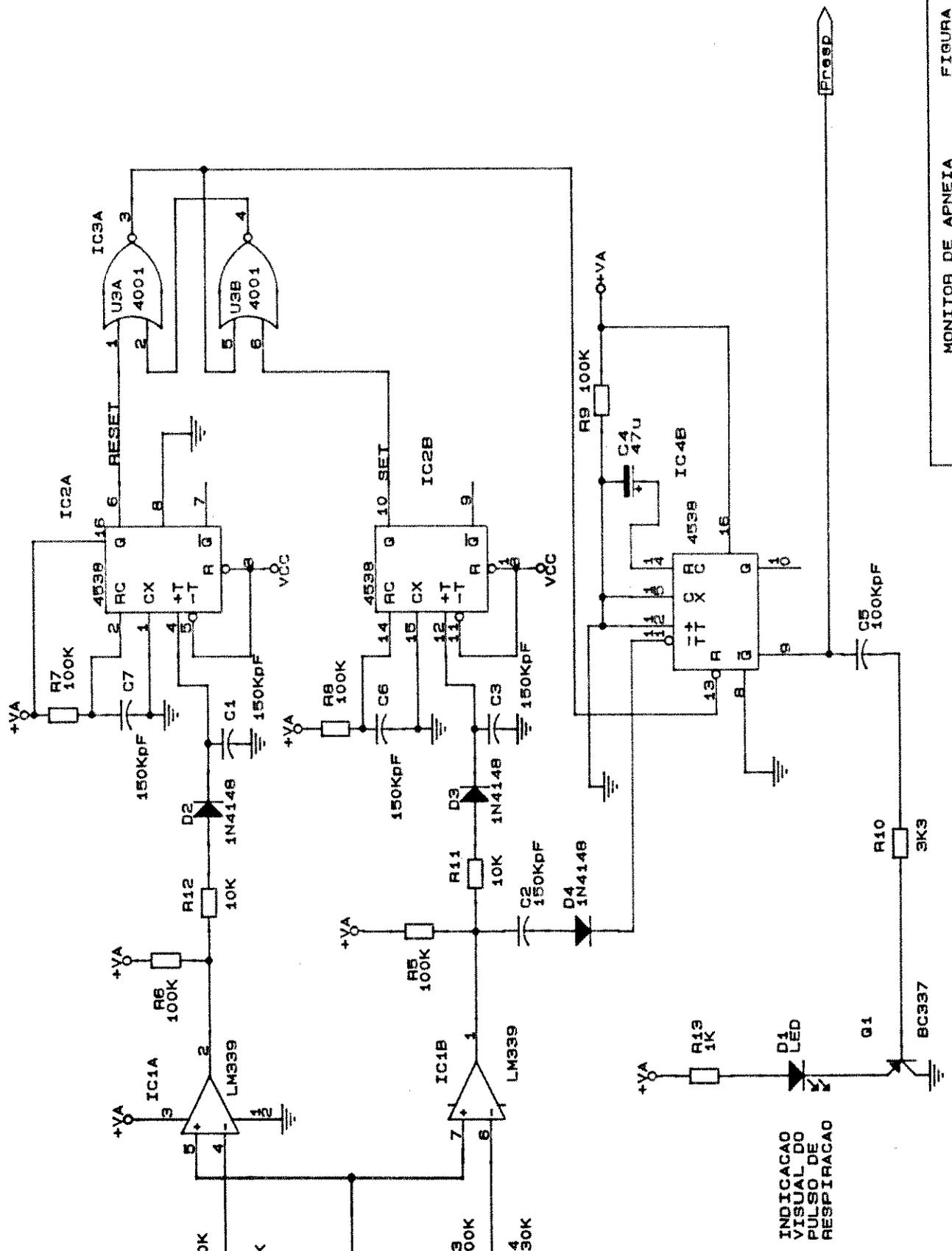
AJUSTE DE OFFSET E GANHO FINAL

F.P.B.

GANHO INICIAL

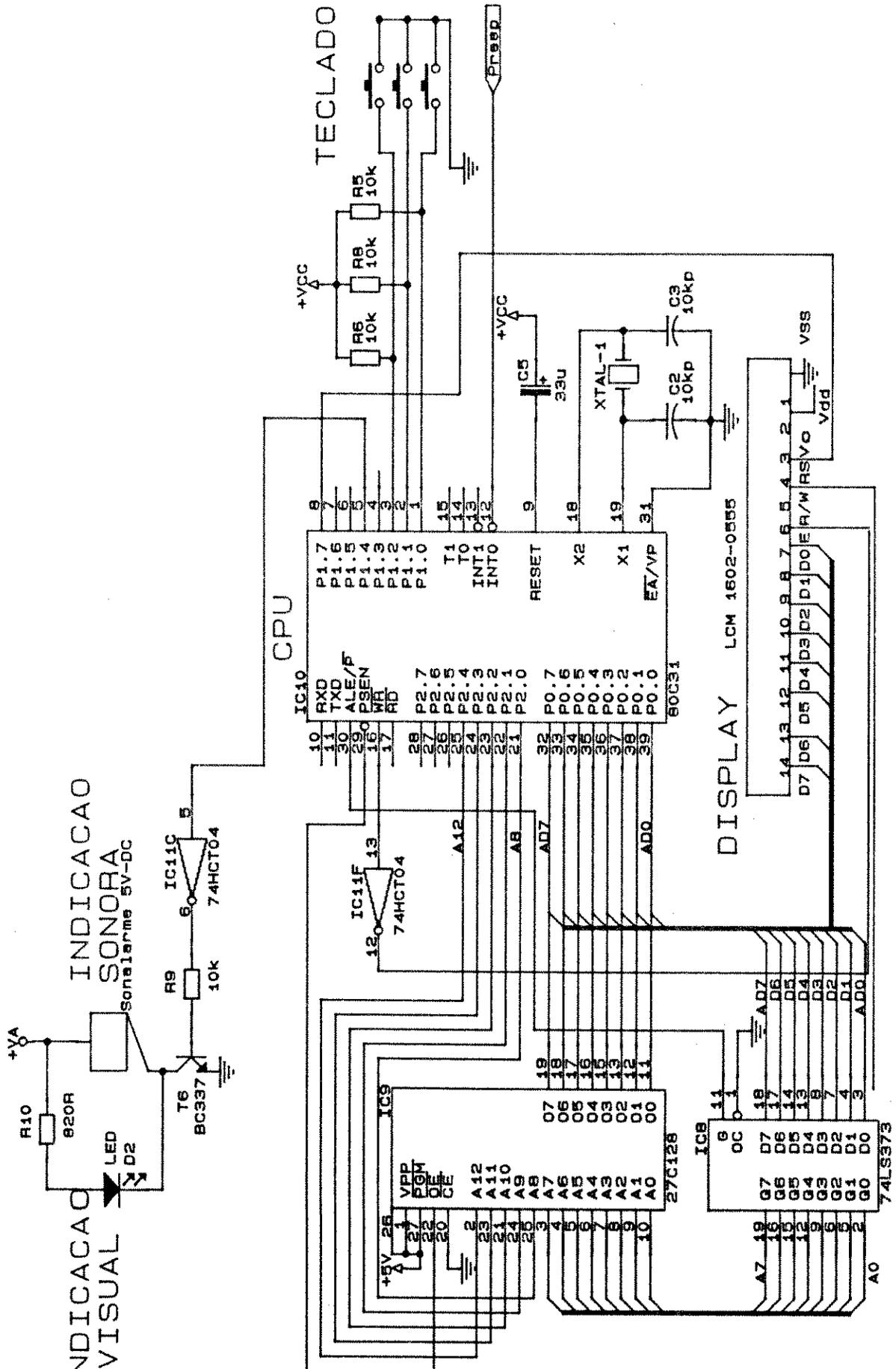
F.P.A.

BUFFERIZACAO



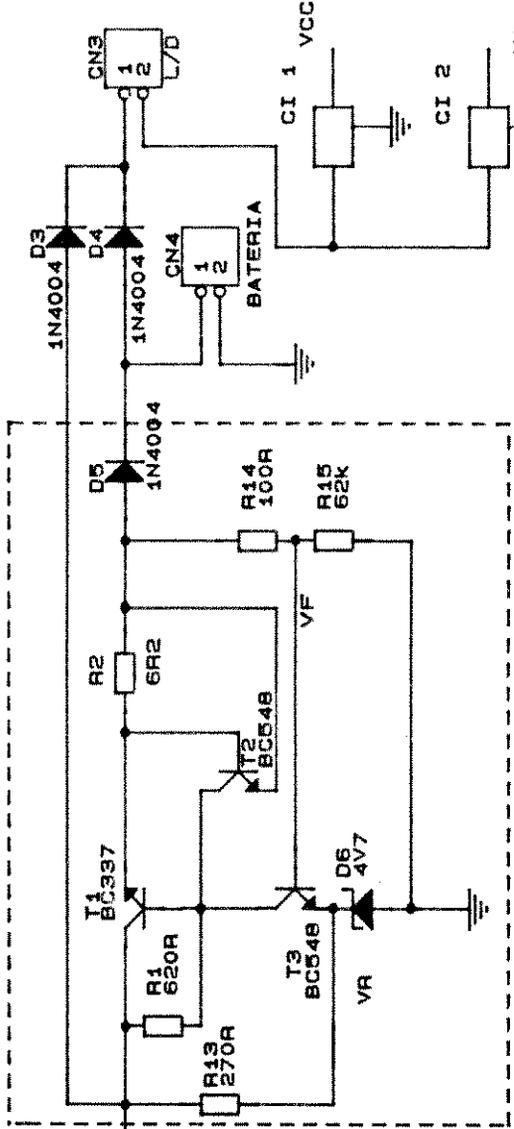
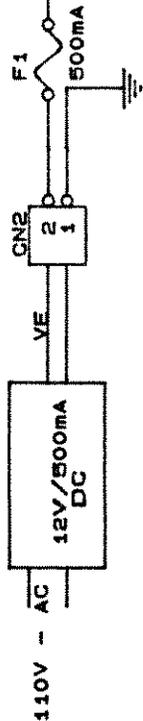
INDICACAO
VISUAL DO
PULSO DE
RESPIRACAO

Size	Document Number	FIGURA 16
A	DETETOR DE RESPIRACAO	REV 2
Date:	May 2, 1995	Sheet of

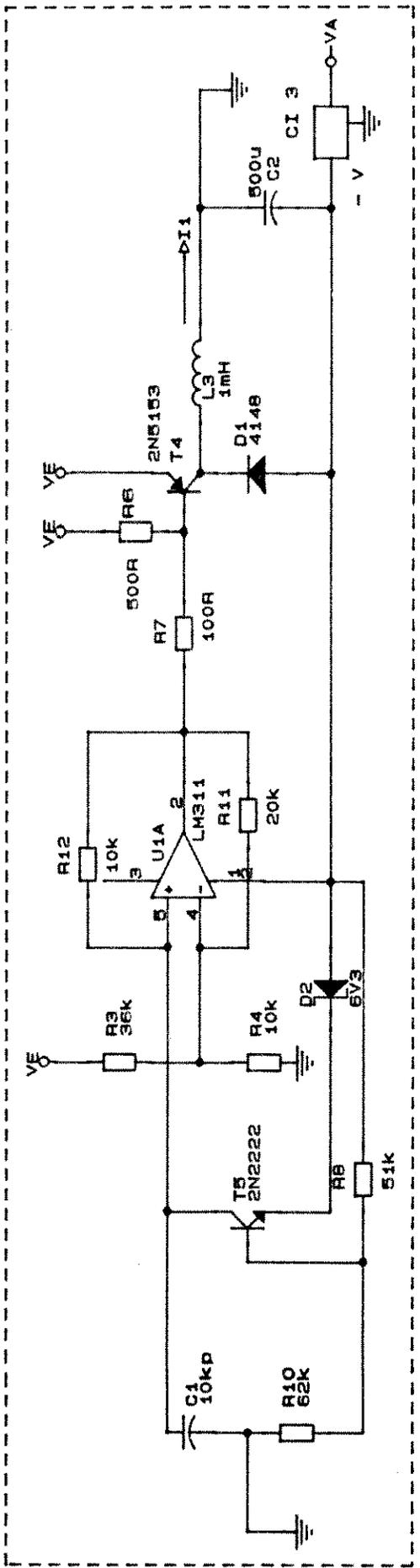


CARREGADOR DE BATERIA

CONVERSOR AC/DC



CONVERSOR VE/-V



APÊNDICE 3

A figura 38 ilustra o Pulso de Respiração, o Timer0 e o NINT.

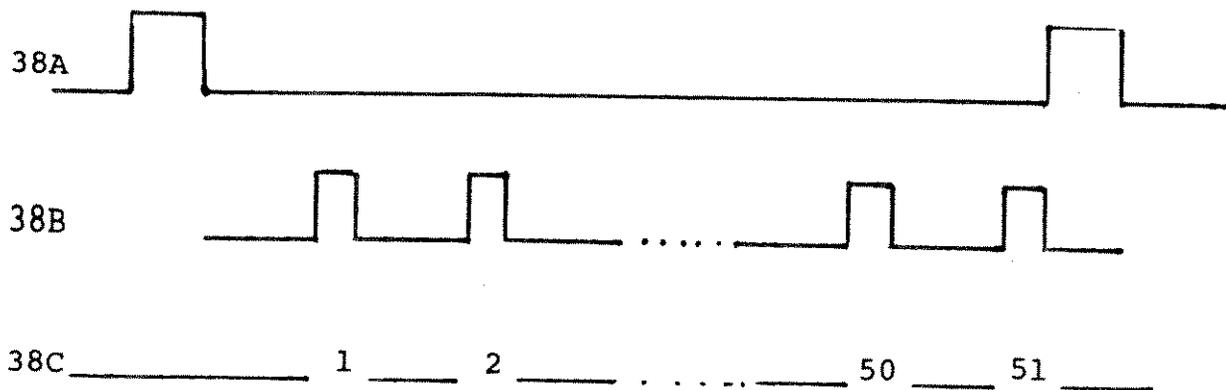


Figura 38A - Pulso de Respiração; 38B - Temporizador TIMER0; 38C - Contador NINT

Usou-se o contador por software de 2 bytes (NINTH e NINTL) para contar o número de NINT entre 2 pulsos de respiração que vai até 36.000 (tabela 5). Através das expressões abaixo são calculados o TEMPO DE APNÉIA (TAPN) e a FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA (FR) respectivamente.

$$TAPN = \frac{NINT}{1200} \quad \text{segundos}$$

$$FR = \frac{1200}{NINT} \times 60 \quad \text{resp/min}$$

FR(resp/min)	TIMERO(Hz)	NINT
2	1200	36000
3	1200	24000
4	1200	18000
5	1200	14400
6	1200	12000
7	1200	10285
8	1200	9000
9	1200	8000
10	1200	7200
11	1200	6545
12	1200	6000
13	1200	5538
14	1200	5142
15	1200	4800
16	1200	4500
17	1200	4235
18	1200	4000
19	1200	3789
20	1200	3600
21	1200	3428
22	1200	3272
23	1200	3130
24	1200	3000
25	1200	2880
26	1200	2769
27	1200	2666
28	1200	2571
29	1200	2482
30	1200	2400
31	1200	2322
32	1200	2250
33	1200	2181
34	1200	2117
35	1200	2057
36	1200	2000
37	1200	1945
38	1200	1894
39	1200	1846
40	1200	1800
41	1200	1756
42	1200	1714
43	1200	1674
44	1200	1636
45	1200	1600
46	1200	1565
47	1200	1531
48	1200	1500

49	1200	1469
50	1200	1440
51	1200	1411
52	1200	1384
53	1200	1358
54	1200	1333
55	1200	1309
56	1200	1285
57	1200	1263
58	1200	1241
59	1200	1220
60	1200	1200
61	1200	1180
62	1200	1161
63	1200	1142
64	1200	1125
65	1200	1107
66	1200	1090
67	1200	1074
68	1200	1058
69	1200	1043
70	1200	1028
71	1200	1014
72	1200	1000
73	1200	986
74	1200	972
75	1200	960
76	1200	947
77	1200	935
78	1200	923
79	1200	911
80	1200	900
81	1200	888
82	1200	878
83	1200	867
84	1200	857
85	1200	847
86	1200	837
87	1200	827
88	1200	818
89	1200	808
90	1200	800
91	1200	791
92	1200	782
93	1200	774
94	1200	765
95	1200	757
96	1200	750

97	1200	742
98	1200	734
99	1200	727
100	1200	720
101	1200	712
102	1200	705
103	1200	699
104	1200	692
105	1200	685
106	1200	679
107	1200	672
108	1200	666
109	1200	660
110	1200	654
111	1200	648
112	1200	642
113	1200	637
114	1200	631
115	1200	626
116	1200	620
117	1200	615
118	1200	610
119	1200	605
120	1200	600
121	1200	595
122	1200	590
123	1200	585
124	1200	580
125	1200	576
126	1200	571
127	1200	566
128	1200	562
129	1200	558
130	1200	553
131	1200	549
132	1200	545
133	1200	541
134	1200	537
135	1200	533
136	1200	529
137	1200	525
138	1200	521
139	1200	517
140	1200	514
141	1200	510
142	1200	507
143	1200	503
144	1200	500

145	1200	496
146	1200	493
147	1200	489
148	1200	486
149	1200	483
150	1200	480

APÊNDICE 4

```
-----  
;--      PROGRAMA APNEIA.ASM      --  
  
;--      --  
  
;-- Objetivo: Software de um monitor --  
  
;--      de apneia.      --  
  
;--      --  
  
;-- Linguagem:  Assembler      --  
  
;--      --  
  
;-- Micro:      8031      --  
  
;--      --  
  
;-- Programador: Eddie      --  
  
;--      --  
  
;--      UNICAMP      --  
  
;--      --  
  
-----04/05/93  
-----
```

```

        DB      09H      ; * *
        DB      11H      ; * *
        DB      11H      ; * *
        DB      1FH      ; *****
        DB      00H      ;
        DB      80H      ; FIM

TCR6:  DB      18H      ; **
        DB      14H      ; * *
        DB      12H      ; * *
        DB      12H      ; * *
        DB      11H      ; * *
        DB      11H      ; * *
        DB      1FH      ; *****
        DB      00H      ;
        DB      80H      ; FIM

```

```

;-----
;TABELA DE APRESENTACAO

```

```
TAPR1: DB      ' MONITOR ',80H
```

```
TAPR2: DB      ' DE APNEIA ',80H
```

```
;TABELA DE DEFINICAO DE TECLAS
```

```
TM00:  DB      ' TECLA F ',80H
```

```
TM01:  DB      ' FUN',00,01,'O ',80H
```

```
TM02:  DB      ' TECLA ',02,' ',80H
```

```
TM03:  DB      ' AUMENTA VALOR ',80H
```

```
TM04:  DB      ' TECLA ',03,' ',80H
```

```
TM05:  DB      ' DIMINUI VALOR ',80H
```

TM06: DB ' AJUSTAR O GANHO',80H

TM07: DB ' E TECLAR F ',80H

;TABELA DO MODO 0 (ALARME)

TM1: DB ' ALARME ON ',80H

TM2: DB ' ALARME OFF ',80H

TM3 DB ' ON ',02,' OFF ',03,' ',80H

;TABELA DO MODO 1 (TEMPO DE APNEIA)

TM10: DB ' TEMPO DE APNEIA',80H

TM11: DB ' seg.',80h

;TABELA DO MODO 2 (FREQUENCIA MAXIMA)

TM20: DB 'FREQ. RESP. MAX.',80H

TM21: DB ' resp/min',80h

;TABELA DO MODO 3 (FREQUENCIA MINIMA)

TM30: DB 'FREQ. RESP. MIN.',80H

;TABELA DE MENSAGENS EXTRA

TAL0 DB ' RESPIRA',00,01,'O '

TAL4: DB ' TECLAR F PARA',80H

TAL5: DB ' A MONITORACAO ',80H

TAL6: DB ' TAQUIAPNEIA ',80H

TAL7: DB ' BRADIAPNEIA ',80H

TPUL: DB 04,05,80H

TPULS: DB ' ',80H

;ROTINA DE TRATAMENTO DA INT0

```

INTER CLR EA
      MOV NPH,NINTH ;CARREGA NPH E NPL
      MOV NPL,NINTL ;
      MOV NINTL,#01 ;ZERA CONTADOR
      MOV NINTH,#00 ;
      MOV SA,A
      MOV SR0,R0
      MOV SR1,R1
      MOV SR2,R2
      MOV SR3,R3
      MOV SR5,R5
      MOV SR6,R6
      MOV SPSW,PSW
      MOV SDPH,DPH
      MOV SDPL,DPL
      JNB flag,cla
      CLR flag
      SETB AG
      RET

cla  MOV DPTR,#TPUL ;
      MOV A,#0C0H
      CLR BUZZER
      LCALL ESCREVE
      MOV B,#0E0H
      LCALL TP
      MOV DPTR,#TPULS
      MOV A,#0C0H
      LCALL ESCREVE
      MOV A,#00H
      CJNE A,TOCANDO,FIM8

```

```

        SETB    BUZZER
        SETB    RS0
        JB      RS,ARS1
        CLR     SRS
        JMP     ARS2

ARS1    SETB    SRS

ARS2    MOV     R0,#00h                ;lsb do dividendo (l)
        MOV     R1,#0E1h            ;msb do dividendo (h)
        MOV     R2,NPL                ;lsb do divisor (e)
        MOV     R3,NPH            ;msb do divisor (d)
        LCALL   DIV
        MOV     FRL,Q

LIMPA   CLR     C
        MOV     DPTR,#TALO
        MOV     A,#080H
        LCALL   ESCREVE
        MOV     NINTL,#01H
        MOV     NINTH,#00H
        MOV     R0,#65h            ;ATUALIZA DISPLAY
        MOV     PMEM,R0
        MOV     PDP,#0C3h
        MOV     R1,FRL
        MOV     R2,#00h
        LCALL   VALOR3
        MOV     A,#01H
        CJNE   A,ALARME,SRS0
        MOV     A,MAXL                ; COMPARA
        SUBB   A, FRL
        JC     ALFMAX
        MOV     A,MINL
        SUBB   A, FRL
        JNC    ALFMIN

SRS0    JB      SRS,SRS1
        CLR     RS
        JMP     SRS2

SRS1    SETB    RS

```

```

SRS2  MOV      DPH,SDPH
      MOV      DPL,SDPL
      MOV      PSW,SPSW
      MOV      R0,SR0
      MOV      R1,SR1
      MOV      R2,SR2
      MOV      R3,SR3
      MOV      R5,SR5
      MOV      R6,SR6
      MOV      A,SA
      LJMP     FIM1

ALFMAX MOV     TOCANDO,#01H
      CLR     BUZZER
      MOV     DPTR,#TAL6
      MOV     A,#80H
      LCALL  ESCREVE
      LJMP   FIM1

ALFMIN MOV     TOCANDO,#01H
      CLR     BUZZER
      MOV     DPTR,#TAL7
      MOV     A,#80H
      LCALL  ESCREVE
      LJMP   SRS0

FIM1:  SETB   EA
      RETI

```

```

;-----
;ROTINA DE TRATAMENTO DO TIMER0

```

```

TIMER: CLR     EA
      MOV     TH0,#0FDH
      MOV     TLO,#80H
      MOV     SPSW,PSW
      MOV     SA,A
      MOV     SR0,R0
      MOV     SR1,R1
      MOV     SR2,R2

```

```

MOV      SR3,R3
MOV      SR5,R5
MOV      SR6,R6
MOV      SDPH,DPH
MOV      SDPL,DPL
BRS2    CLR      C
MOV      A,NINTL
ADDC     A,#01
MOV      NINTL,A
MOV      A,NINTH
ADDC     A,#00
MOV      NINTH,A
MOV      PSW,SPSW
MOV      A,SA
MOV      DPH,SDPH
MOV      DPL,SDPL
MOV      R0,SR0
MOV      R1,SR1
MOV      R2,SR2
MOV      R3,SR3
MOV      R5,SR5
MOV      R6,SR6
SETB     EA
RETI

```

;ROTINA DE TRATAMENTO DA INT1

```

TECLADO      CLR      TR0      ;PARA TIMER
              CLR      EA      ;DESABILITA INTS
              LCALL     BIP
              LCALL     MD      ;AJUSTE DE VALORES
MD5          JB      TSEL,MD5
              POP      ACC      ;PREPARA DESVIO PARA PRIN0
              POP      ACC
              MOV      A,#LOW(PRIN0)
              PUSH     ACC
              MOV      A,#HIGH(PRIN0)
              PUSH     ACC
              SETB     EX0
              RETI

```

;ROTINA DE ESCRITA NO DISPLAY

```
ESCREVE:CLR      RS
              MOVX  @R0,A          ;ESCREVE NO DISPLAY
              LCALL TPR
```

```
ESC1:  MOV      A,#00H
        MOVC    A,@A+DPTR
        JB      ACC.7,RETORNO
        JB      2EH.0,DADO
        CLR     RS
        SJMP    CON
```

```
DADO:  SETB     RS
```

```
CON:   MOVX    @R0,A          ;ESCREVE NO DISPLAY
        LCALL  TPR
        INC    DPTR
        LJMP   ESC1
```

```
RETORNO:RET
```

;TEMPO RAPIDO

```
TPR:   MOV      B,#0FFH
```

```
TPR2:  MOV      A,#070H
```

```
TPR1:  INC      A
        NOP
        JNZ     TPR1
        INC     B
        MOV     A,B
        JNZ     TPR2
        RET
```

;TEMPO LONGO PROGRAMAVEL

TP: MOV A,#01H

TP1: INC A
 NOP
 NOP
 NOP
 JNZ TP1
 MOV A,#01H

TP2: INC A
 NOP
 NOP
 NOP
 JNZ TP2
 MOV A,#01H

TP3: INC A
 NOP
 NOP
 NOP
 JNZ TP3
 MOV A,#01H

TP4: INC A
 NOP
 NOP
 NOP
 JNZ TP4
 INC B
 MOV A,B
 JNZ TP
 RET

;TEMPO LONGO QUE VERIFICA TECLADO

TPVT: MOV B,#080H

```

TPV:   MOV     A,#01H

TPV1:  INC     A
       JNB    TSEL,VOLTA
       NOP
       NOP
       JNZ    TPV1
       MOV    A,#01H

TPV2:  INC     A
       JNB    TSEL,VOLTA
       NOP
       NOP
       JNZ    TPV2
       MOV    A,#01H

TPV3:  INC     A
       JNB    TSEL,VOLTA
       NOP
       NOP
       JNZ    TPV3
       MOV    A,#01H

TPV4:  INC     A
       JNB    TSEL,VOLTA
       NOP
       NOP
       JNZ    TPV4
       INC    B
       MOV    A,B
       JNZ    TPV

```

```
VOLTA: RET
```

```

;-----
;ROTINA DE DIVISAO

```

```

DIV    MOV     Q,#00
       MOV     DIVL,R0           ;DIVIDENDO
       MOV     DIVH,R1         ;
       MOV     R5,#00          ;VARIABEL DE CONTROLE

```

```

        MOV        R6,#00          ;
COMECA CLR        C
        MOV        A,R5            ;SOMAS SUCESSIVAS
        ADD        A,R2            ;
        MOV        R5,A            ;
        MOV        A,R6            ;
        ADDC       A,R3            ;
        MOV        R6,A            ;
        CJNE      A,DIVH,SALTA
        LJMP       VER
SALTA  JNC        FIM6            ;VARIAVEL DE CONTROLE DIVIDENDO
CABE  INC        Q                ;INCREMENTA QUOCIENTE
        LJMP       COMECA
VER   MOV        A,R5
        CJNE      A,DIVL,SALTA
        LJMP       CABE
FIM6  RET

```

;ROTINA DE CONVERSAO PARA DECIMAL

;CALCULO DA CENTENA

```

VALOR3: MOV       @R0,#30H        ;ZERA O CONTADOR
        CLR        C                ;LIMPA O CARRY FLAG

COMECO3:MOV       A,R1            ;CARREGA BYTE - SIG.
        SUBB       A,#64H          ;SUBTRAI BYTE - SIG. DE 100
        MOV        R5,A            ;SALVA RESULTADO
        MOV        A,R2            ;CARREGA BYTE + SIG.
        SUBB       A,#00H          ;SUBTRAI BYTE + SIG. DE 100
        JC         NEXT3
        MOV        R2,A            ;SALVA NOVOS VALORES
        MOV        A,R5
        MOV        R1,A
        INC        @R0            ;INCREMENTA CONTADOR
        LJMP       COMECO3

NEXT3:  INC        R0              ;MUDA O CONTADOR

```

;CALCULO DA DEZENA

```

VALOR2: MOV      @R0,#30H      ;ZERA O CONTADOR
          CLR      C              ;LIMPA O CARRY FLAG

COMEÇO4:MOV     A,R1            ;CARREGA BYTE - SIG.
          SUBB     A,#0AH        ;SUBTRAI BYTE - SIG. DE 10
          JC      NEXT4
          MOV     R1,A            ;SALVA NOVO VALOR
          INC     @R0            ;INCREMENTA CONTADOR
          LJMP    COMEÇO4

NEXT4:  INC     R0              ;MUDA O CONTADOR

```

;CALCULO DA UNIDADE

```

          MOV     @R0,#30H      ;ZERA O CONTADOR
          CLR     C              ;LIMPA O CARRY FLAG

COMEÇO5:MOV     A,R1            ;CARREGA BYTE - SIG.
          SUBB     A,#01H        ;SUBTRAI BYTE - SIG. DE 1
          JC      NEXT10
          MOV     R1,A            ;SALVA NOVO VALOR
          INC     @R0            ;INCREMENTA CONTADOR
          LJMP    COMEÇO5

```

;IMPRESSAO NO DISPLAY (entrar PDP e PMEM)

```

NEXT10: CLR     RS              ;CONF. P/ INSTRUCAO
          MOV     A,PDP
          MOVX    @R1,A         ;END. DA POS. NO DISPLAY
          LCALL   TPR
          SETB    RS            ;CONF. P/ DADO
          MOV     R0,PMEM       ;PONTEIRO DA MEMORIA

```

;ESCRITA NO DISPLAY

```

ESCREVE1:MOV    A,#00H         ;ZERA ACUMULADOR
          MOV     A,@R0         ;LE VALOR DA TABELA
          JNZ    ESCREVE2
          LJMP   FIM3

```

```

ESCREVE2:SETB      RS                ;CONF. P/ DADO
                MOVX      @R1,A      ;COLOCA VALOR NO DISPLAY
                LCALL     TPR
                INC       R0          ;INCREMENTA PONTEIRO
                LJMP      ESCREVE1
FIM3:  RET

```

```

;-----
;BIP INDICADOR DE ACIONAMENTO DE TECLA

```

```

BIP:   CLR          BUZZER            ;LIGA O BUZZER
        MOV         A,#0CH          ;DEFINE TEMPO
BIP2:  MOV          TEMP,A
        LCALL       TPR
        MOV         A,TEMP
        DEC         A
        JNZ         BIP2
        SETB        BUZZER          ;DESLIGA O BUZZER
        RET

```

```

;-----
;LEITURA DE TECLADO

```

```

LTC:   MOV          DEV,#04H
        JNB         TSEL,MDI
        JNB         TDIR,DIRI
        JNB         TESQ,ESQI

```

```

LT1:   LJMP         LTC

```

```

DIRI:  LCALL        BIP
        LJMP        DIR                ;TECLA INCREMENTA

```

```

ESQI:  LCALL        BIP
        LJMP        ESQ                ;TECLA DECREMENTA

```

```

MDI:   LCALL        BIP
        LJMP        MD                ;TECLA FUNCAO

```

;VERIFICACAO DE TECLA PRESA

```

LTC1:  DEC      DEV
        MOV      A,DEV
        JZ       LTC3
        MOV      B,#0E0H
        LCALL   TP

LTC2:  JNB      TDIR,DIRN
        JNB      TESQ,ESQN
        LJMP     LTC

LTC3:  MOV      DEV,#01H
        SJMP     LTC2

DIRN:  LJMP     DIR

ESQN:  LJMP     ESQ

```

;-----

;ROTINA DE DEFINICAO DE MODOS

```

MD:    SETB     BUZZER
        MOV      A,MODO
        CJNE    A,#00H,DEN0
        LJMP     MD1

DEN0:  MOV      A,MODO                ;VERIFICACAO DE MODO
        CJNE    A,#03H,DEN
        LJMP     MD4

DEN:   CJNE    A,#01H,DE3
        LJMP     MD00

DE3:   LJMP     MD3

```

;MODO 0 (ALARME)

```

MD00  MOV      A,#00
        CJNE    A,ALARME,ON
        LJMP     OFF

VOLTA1 MOV     DPTR,#TM3

```

```
        MOV      A,#0C0H
        LCALL   ESCREVE
        MOV      B,#80H
        LCALL   TP

AGUARD  JNB     TESQ,ON
        JNB     TDIR,OFF
        JNB     TSEL,TESTE
        LJMP    AGUARD

OFF     LCALL   BIP
        MOV     ALARME,#00H
        MOV     DPTR,#TM2
        MOV     A,#80H
        LCALL   ESCREVE
        LJMP   VOLTA1

ON      LCALL   BIP
        MOV     ALARME,#01H
        MOV     DPTR,#TM1
        MOV     A,#80H
        LCALL   ESCREVE
        LJMP   VOLTA1

TESTE   LCALL   BIP
        MOV     A,#00
        CJNE   A,ALARME,TEST
        LJMP   MD4

TEST    JNB     TSEL,MD2
        LJMP   TEST

;MODO 1 (APNEIA)

MD1:    LCALL   BIP
        INC     MODO
        MOV     DPTR,#TM10
        MOV     A,#80H
        LCALL   ESCREVE

        MOV     DPTR,#TM11
```

```

MOV      A,#0C0H
LCALL   ESCREVE
MOV      R0,#61H
MOV      PMEM,R0
MOV      PDP,#0C9H
MOV      R1,APNL
MOV      R2,APNH
LCALL   VALOR2
MOV      B,#88H      ;TEMPO
LCALL   TP
LJMP    LTC

```

MODO 2 (FREQ. MAXIMA)

```

LCALL   BIP
INC      MODO
MOV      DPTR,#TM20
MOV      A,#80H
LCALL   ESCREVE
MOV      DPTR,#TM21
MOV      A,#0C0H
LCALL   ESCREVE
MOV      R0,#65H
MOV      PMEM,R0
MOV      PDP,#0C4H
MOV      R1,MAXL
MOV      R2,MAXH
LCALL   VALOR3
MOV      B,#88H      ;TEMPO
LCALL   TP
LJMP    LTC

```

MODO 3 (FREQ. MINIMA)

```

MD3:    LCALL   BIP
        INC      MODO
        MOV      DPTR,#TM30
        MOV      A,#80H
        LCALL   ESCREVE

```

```

MOV      DPTR,#TM21
MOV      A,#0C0H
LCALL   ESCREVE
MOV      R0,#6AH
MOV      PMEM,R0
MOV      PDP,#0C4H
MOV      R1,MINL
MOV      R2,MINH
LCALL   VALOR3
MOV      B,#88H      ;TEMPO
LCALL   TP
LJMP    LTC

MD4:    LCALL   BIP
MOV      B,#0C0H
LCALL   TP
MOV      MODO,#00H
MOV      DPTR,#TAL4
MOV      A,#80H
LCALL   ESCREVE
MOV      DPTR,#TAL5
MOV      A,#0C0H
LCALL   ESCREVE

PARA    JB      TSEL,PARA
        RET

;-----
;AJUSTE DE VALORES

;INCREMENTA TEMPO DE APNEIA - MODO 1

ESQ:    MOV      A,MODO
        CJNE    A,#01H,ESQ2
        MOV      A,APNL
        ADD     A,#01H
        CJNE    A,#1FH,ESQ1  ;DEFINE LIMITES - 5 A 30
        MOV      A,#05H      ;

ESQ1:   MOV      APNL,A      ;ATUALIZA DISPLAY
        MOV      R0,#61H

```

```

MOV      PMEM,R0
MOV      PDP,#0C9H
MOV      R1,APNL
MOV      R2,APNH
LCALL   VALOR2
MOV      B,#0F6H           ;DA UM TEMPO
LCALL   TP
LJMP    LTC1

```

;INCREMENTA FREQ. RESPIRATORIA MAXIMA - MODO 2

```

ESQ2:   CJNE    A,#02H,ESQ5
        MOV     A,MAXL
        ADD    A,#05H
        MOV    MAXL,A
        MOV    A,MAXH
        ADDC   A,#00H
        MOV    MAXH,A
        CJNE   A,#00H,ESQ3 ;DEFINE LIMITES - 80 A 150
        MOV    A,MAXL
        CJNE   A,#155,ESQ3 ;
        MOV    MAXH,#00 ;
        MOV    MAXL,#80 ;

ESQ3:   MOV     R0,#65H           ;ATUALIZA DISPLAY
        MOV    PMEM,R0
        MOV    PDP,#0C4H
        MOV    R1,MAXL
        MOV    R2,MAXH
        LCALL  VALOR3
        MOV    B,#0F8H           ;DA UM TEMPO
        LCALL  TP
        LJMP   LTC1

```

;INCREMENTA FREQ. RESPIRATORIA MINIMA - MODO 3

```

ESQ5:   MOV     A,MINL
        ADD    A,#05H
        MOV    MINL,A

```

```

MOV      A,MINH
ADDC    A,#00H
MOV      MINH,A
CJNE    A,#00H,ESQ6  ;DEFINE LIMITES - 10 A 50
MOV      A,MINL
CJNE    A,#55,ESQ6  ;
MOV      MINH,#00H  ;
MOV      MINL,#10   ;

ESQ6:    MOV      R0,#6AH          ;ATUALIZA DISPLAY
MOV      PMEM,R0
MOV      PDP,#0C4H
MOV      R1,MINL
MOV      R2,MINH
LCALL   VALOR3
MOV      B,#0F8H          ;DA UM TEMPO
LCALL   TP
LJMP    LTC1

```

;DECREMENTA TEMPO DE APNEIA - MODO 1

```

DIR:     MOV      A,MOD0
CJNE    A,#01H,DIR2
CLR      C
MOV      A,APNL
SUBB    A,#01H
CJNE    A,#04H,D1
MOV      A,#30
D1:     LJMP    ESQ1          ;ATUALIZA DISPLAY

```

;DECREMENTA FREQ. RESPIRATORIA MAXIMA - MODO 2

```

DIR2:    CJNE    A,#02H,DIR3
CLR      C
MOV      A,MAXL
SUBB    A,#05H
MOV      MAXL,A
MOV      A,MAXH
SUBB    A,#00H

```

```

MOV      MAXH,A
CJNE    A,#00H,ESQ3
MOV      A,MAXL
CJNE    A,#75,ESQ3
MOV      MAXH,#00H
MOV      MAXL,#150
LJMP    ESQ3                      ;ATUALIZA DISPLAY

```

;DECREMENTA FREQ. RESPIRATORIA MINIMA - MODO 3

```

DIR3:   CLR      C
        MOV      A,MINL
        SUBB     A,#05H
        MOV      MINL,A
        MOV      A,MINH
        SUBB     A,#00H
        MOV      MINH,A
        CJNE    A,#00H,DIR4
        MOV      A,MINL
        CJNE    A,#05H,DIR4
        MOV      MINH,#00
        MOV      MINL,#50
DIR4:   LJMP    ESQ6                      ;ATUALIZA DISPLAY

```

;CONFIGURACAO DO SISTEMA

```

INICIO: MOV      SP,#10H
        SETB     FLAG
        SETB     TESQ
        SETB     TDIR
        CLR      AG
        SETB     TSEL
        SETB     BUZZER                      ;DESLIGA O BUZZER
        MOV      MODO,#00H
        MOV      TMOD,#11H                  ;DEFINE CONTADOR DE 16 BITS
        SETB     ET0                        ;HABILITA INT. POR OVERFLOW DO TIME
        SETB     EX0                        ;HABILITA INT. EXTERNA
        SETB     IT0                        ;ATIVA INTERRUP. NA TRANSICAO DO SIN
        SETB     PT0                        ;PRIORIDADE INT TIMER0

```

```

MOVDEV,#00H
MOVAPNL,#10 ;VALOR DEFAULT DE APNEIA
MOVAPNH,#00 ;
    MOV    MAXL,#80 ;VALOR DEFAULT DA FREQ. RESP. MAX.
    MOV    MAXH,#00 ;
MOVMINL,#10 ;VALOR DEFAULT DA FREQ. RESP. MIN.
    MOV    MINH,#00 ;
    MOV    FRL,#00
    MOV    FRH,#00
; byte 61H e 62H apnea em BCD
MOV63H,#00H
; byte 65H,66H e 67H freq. maxima em BCD
MOV68H,#00H
; byte 6AH,6BH e 6CH freq.minima em BCD
MOV6DH,#00H
MOVB,#0FFH
    MOV    ALARME,#00H
    MOV    TOCANDO,#00H

```

```

;-----
;CONFIGURACAO DO DISPLAY

```

```

MOVDPTR,#TCONF
MOVA,#38H
CLR INST ;FLAG INSTRUCOES
LCALL    ESCREVE

```

```

;CARACTERES ESPECIAIS

```

```

    MOV    DPTR,#TCR1 ;CONFIG. C EM 00
    MOV    A,#040H
    SETB  INST ;FLAG DADOS
    LCALL  ESCREVE

```

```

MOVDPTR,#TCR2 ;CONFIG. A EM 01
    MOV    A,#048H
    LCALL  ESCREVE
    MOV    DPTR,#TCR3 ;CONFIG. - EM 02
    MOV    A,#050H
    LCALL  ESCREVE

```

```
MOV      DPTR,#TCR4  ;CONFIG. EM 03
MOV      A,#058H
LCALL   ESCREVE
MOV      DPTR,#TCR5
MOV      A,#60H
LCALL   ESCREVE
MOV      DPTR,#TCR6
MOV      A,#68H
LCALL   ESCREVE
MOV      DPTR,#TCR1  ;CONFIG. C EM 00
MOV      A,#040H
SETB    INST          ;FLAG DADOS
LCALL   ESCREVE
```

;APRESENTACAO

```
MOV      DPTR,#TAPR1
MOV      A,#80H
LCALL   ESCREVE
MOV      DPTR,#TAPR2
MOV      A,#0C0H
LCALL   ESCREVE
```

```
MOVB,#080H
```

```
LCALL   TP
```

;MODO 0

; TECLA F FUNCAO

```
MDO:    MOV      DPTR,#TM00
MOV      A,#80H
LCALL   ESCREVE
MOV      DPTR,#TM01
MOV      A,#0C0H
LCALL   ESCREVE

JNB     TSEL,MDC
```

;DECLARACAO DE VARIAVEIS

```

;
RS      EQU      P3.5      ;RS DO DISPLAY - (0-INST.,1-DADO)
TESQ    EQU      P1.1      ;SETA ESQ.
TDIR    EQU      P1.0      ;SETA DIR.
TSEL    EQU      P1.2      ;SELECAO DE MODO
BUZZER  EQU      P3.4      ;ALARME SONORO
MODO    EQU      34H       ;MODO
APNL    EQU      35H       ;APNEIA -SIG
APNH    EQU      36H       ;APNEIA +SIG
MAXL    EQU      37H       ;FR MAX -SIG
MAXH    EQU      38H       ;FR MAX +SIG
MINL    EQU      39H       ;FR MIN -SIG
MINH    EQU      3AH       ;FR MIN +SIG
DEV     EQU      3BH       ;FLAG DISPLAY
PDP     EQU      3CH       ;POS.DISPLAY
PMEM    EQU      3DH       ;POS.MEMORIA
SPSW    EQU      3EH       ;SALVA REGISTRO DE FLAGS
SR0     EQU      3FH       ;SALVA R0
SR1     EQU      40H       ;SALVA R1
SR2     EQU      41H       ;SALVA R2
SR3     EQU      42H       ;SALVA R3
SR5     EQU      43H       ;SALVA R5
SR6     EQU      44H       ;SALVA R6
SDPL    EQU      45H       ;SALVA DPTR -SIG.
SDPH    EQU      46H       ;SALVA DPTR +SIG.
NINTL   EQU      47H       ;
NINTH   EQU      48H       ;N.INTERRUPCOES
FRL     EQU      49H       ;
FRH     EQU      4AH       ;FREQUENCIA RESPIRATORIA
NPH     EQU      4BH       ;
NPL     EQU      4CH       ;VARIAVEL DE CONTROLE
TAPL    EQU      4DH       ;TEMPO DE APNEIA
PDP1    EQU      4EH       ;
SA      EQU      4FH       ;SALVA A
Q       EQU      50H       ;QUOCIENTE DA DIVISAO
IVL     EQU      51H       ;VARIAVEL DE CONTROLE
DIVH    EQU      52H       ;
ALARME  EQU      53H       ;INDICADOR DO MODO ALARME
TEMP    EQU      54H       ;VARIAVEL DE CONTROLE
TOCANDO EQU      55H       ;INDICADOR DA SIRUACAO DO ALARME

```

```

INST EQU 2EH.0 ;0-INST. / 1-DADO
AG EQU 2EH.3 ;INTERRUPCAO
SRS EQU 2EH.6 ;SALVA O RS DURANTE INT.
FLAG EQU 2EH.1 ;INDICA 1 INTERRUPCAO

```

```

;-----

```

```

;CONFIGURACAO DO MICRO

```

```

DEFSEG basecode,start=0000H
SEG basecode

LJMP INICIO

ORG 0003H ;INTERRUP.INT0
LJMP INTER

ORG 000BH ;INTERRUP.TIMER0
LJMP TIMER

ORG 0013H
LJMP TECLADO ;INTERRUP.INT1

ORG 0020H

```

```

;-----

```

```

;TABELA DE CONFIGURACAO DO DISPLAY

```

```

TCONF: DB 38H
DB 38H
DB 06H
DB 0CH
DB 01H
DB 80H ;FIM

```

```

;-----

```

```

;TABELA DE PROGRAMACAO DE CARACTERES ESPECIAIS

```

```

TCR1: DB 0EH ; ***
DB 11H ;* *
DB 10H ;*

```

	DB	10H	;*
	DB	15H	;***
	DB	0EH	;***
	DB	04H	;*
	DB	00H	;
	DB	80H	;FIM
TCR2:	DB	0EH	;***
	DB	00H	;
	DB	0EH	;***
	DB	11H	;**
	DB	1FH	;*****
	DB	11H	;**
	DB	11H	;**
	DB	00H	;
	DB	80H	;FIM
TCR3:	DB	04H	;*
	DB	0EH	;***
	DB	15H	;***
	DB	04H	;*
	DB	00H	;
	DB	80H	;FIM
TCR4:	DB	04H	;*
	DB	15H	;***
	DB	0EH	;***
	DB	04H	;*
	DB	00H	;
	DB	80H	;FIM
TCR5:	DB	03H	;**
	DB	05H	;**
	DB	09H	;**

```
LCALL    TPVT
JNB      TSEL,MDC
```

```
;      TECLA - AUMENTA VALOR
```

```
MOV      DPTR,#TM02
MOV      A,#80H
LCALL    ESCREVE
MOV      DPTR,#TM03
MOV      A,#0C0H
LCALL    ESCREVE
JNB      TSEL,MDC
LCALL    TPVT
JNB      TSEL,MDC
```

```
;      TECLA DIMINUI VALOR
```

```
MOV      DPTR,#TM04
MOV      A,#80H
LCALL    ESCREVE
MOV      DPTR,#TM05
MOV      A,#0C0H
LCALL    ESCREVE
JNB      TSEL,MDC
LCALL    TPVT
```

```
;      AJUSTAR O GANHO E TECLAR F
```

```
MDC:     MOV      B,#0D0H
          LCALL    TP
          LCALL    BIP
          MOV      DPTR,#TM06
          MOV      A,#80H
          LCALL    ESCREVE
          MOV      DPTR,#TM07
          MOV      A,#0C0H
          LCALL    ESCREVE
MDC1:    JNB      TSEL,MD6
          LJMP     MDC1
MD6:     LCALL    MD
```

```
;
```

;PROGRAMA PRINCIPAL

```

PRIN0  LCALL    BIP
        MOV     B,#0C0H
        LCALL   TP
        MOV     DPTR,#TALO
        MOV     A,#80H
        LCALL   ESCREVE
        MOV     DPTR,#TM21
        MOV     A,#0C0H
        LCALL   ESCREVE
        MOV     R0,#65H
        MOV     PMEM,R0
        MOV     PDP,#0C3H
        MOV     R1,FRL
        MOV     R2,FRH
        LCALL   VALOR3
        CLR     AG
        MOV     NINTL,#01H ;ZERA CONTADOR
        MOV     NINTH,#00H ;
        MOV     TH0,#0FDH ;CARREGA TIMER
        MOV     TL0,#80H ;
        SETB    TR0 ; HAB. CONTADOR
;        CLR     TCON.1 ;LIMPA FLAG INTO
        SETB    EA ; HAB. INTERRUPT.

PRIN1  JNB     AG,PRIN1 ;AGUARDA INTERRUPTAO - RESPIRACAO
        SETB    EX1 ;HABILITA INTERRUPT DO TECLADO

PRIN2  MOV     A,NINTH ;SALVA NUMERO DE INTERRUPTCOES
        MOV     NPH,A ;
        MOV     A,NINTL ;
        MOV     NPL,A ;
        MOV     R0,NPL ;lsb do dividendo (l)
        MOV     R1,NPH ;msb do dividendo (h)
        MOV     R3,#03H ;msb do divisor (e)
        MOV     R2,#0C0H ;lsb do divisor (d)
        LCALL   DIV
        MOV     TAPL,Q
        CLR     C
        MOV     A,APNL

```

```
SUBB      A,TAPL                      ; COMPARACAO APNEIA DEFINIDA
JNC       PRIN2
MOV       TOCANDO,#01H
CLR       BUZZER
; CLR     TR0
; CLR     EX0
MOV       DPTR,#TM11 ;ATUALIZA DISPLAY
MOV       A,#0C3H
LCALL    ESCREVE
MOV       R0,#61H
MOV       PMEM,R0
MOV       PDP,#0C9H
MOV       R1,TAPL
MOV       R2,#00
LCALL    VALOR2

END
```

BIBLIOGRAFIA

(01) Aranda, J.V.; Germam, W.; Bergsteinsson, H. and Gunn, T. : "Efficacy of Cafeine in Treatment of Apnea in Low Birth Weight Infant", J. Pediatr, 108:467, 1977.

(02) Berlin, H. M. : "Design of Phase - Locked Loop Circuit with Experiments", Blacksburg, 4th Edition, 1981.

(03) Bouterline - Young, H.J. and Smitch, C.A. : "Respiration of Full - Term and Premature Infants", Am. J. Dis. Child, 80:753, 1953.

(04) Bruckert, R.; Perrin, F. et Pernier, J. : "Système de Monitoring des Rytmes Cardio - Respiratoires et d'Acquisition de Données Electrophysiologiques chez le Nourrisson, orienté vers l'étude du Nourrisson", Med. Biol. Eng. and Comput., 21, 636:643, 1983.

(05) Cobbold, R.S.C. : "Transducer for Biomedical Measurements", Ed. John Willey and sons, 1974.

(06) Daily, W.I.R.; Klaus, M. and Meyer, M.B.P. : "Apnea in Premature Infants", Pediatrics, 43, 510, 1969.

(07) Dransfield, D.A.; Fox, W.W. : "A Noninvasive Method for Recording Central and Obstructive Apnea with Bradycardia in Infants", Crit. Care Med., 8, 663, 1980.

(08) Dransfield, D.A.; Spitzer, A.R. and Fox, W.W. : "Episodic Airway Obstruction in Premature Infants", Am. J. Dis Child, 137:441, 1983.

(09) Elisabetsky, M.; Ho Joo, S. : "Consultório Médico", Ago/Set 1992, 40.

(10) Geddes, L.A. and Baker L.E. : "Principles Applied Biomedical Instrumentation", Ed. John Willey and Sons.

(11) Gerhatdt, T.; Bancalari, E. : "Apnea of Prematurity: Lung Function and Regulation of Breathing", Pediatrics, 74:58, 1984.

(12) Geselowitz, D.B.; Wilson, D.L. : "Physical Principles of the Displacement Cardiograph Including a New Device Sensitive to Variations in Torso Resistivity", IEEE, 28, 702-710, 1981.

(13) Gomes, T.P. e Medeiros, J.G. : "Apnéia Neonatal: Considerações Terapêuticas e Etiopatogênicas", CCS, 9(3), 47:54, 1988.

(14) Graeme, J.G. and Gene, E.T. : "Operational Amplifiers", Mc. Graw-Hill, 1971.

(15) Guilleminault, C.; Ariagno, R. : "Near-miss SIDS in eight infants with sleep apnea", Pediatrics, 76:237, 1985.

(16) Guyton, A.C. : "Tratado de Fisiologia Médica", Ed.Guanabara, 1981.

(17) Hobel, A. : "Pathogenesis of Neonatal Apnea", Developmental Medicine and Child Neurology, 19:676, 1977.

(18) Johnson, D.; Hilburn, J.L. : "Rapid Practical Designs of Actives Filters", J.Willey and sons, 1975.

(19) Kelly, D.H. and Shannon, D.C. : "Periodic Breathing in Infants with Near-Miss Sudden Infant Death Syndrome", Pediatrics, 63:355, 1979.

(20) Kelly, D.H.; Stillwagen, L.M.; Kaitz, E. : "Apnea and Periodic Breathing in Normal Full-Term Infants During the First Twelve Months", Pediatrics, 1:215, 1985.

(21) Kelly, D.H.; Shannon, D.C. : "Neonatal and Infantile Apnea", Advances in Perinatal Medicine, 1:44, 1981.

(22) Kira, S.; Hukushina, Y. and Ito, A. : "Transthoracic Electrical Impedance Variations Associated with Respiration", J. App. Physiol., 30, 820-826, 1971.

(23) Lucey, J.F. : "Apnea of Prematurity", Ross Conference on Pediatric Research, 71:14, 1977.

(24) Malvino, A.P. : "Electronic Principles", Mc.Graw Hill, 1979.

(25) Marcondes, E. : "Pediatria Básica", 7th Edição vol.1, 1985, Ed. Sarvier

(26) Marshall, T.A. and Kattwinkel, J. : "Functional Residual Capacity and Oxygen Tension in Apnea of Prematurity", J. Pediatrics, 98:479, 1981.

- (27) Millman, : "Eletrônica vol1 e vol2", Mc Graw Hill, 1981.
- (28) Muttitt, S.C.; Finer, N.N.; Tierney, A.J. : "Neonatal Apnea : Diagnosis by Nurse Versus Computer", Pediatrics, 82(5):713-20, 1988.
- (29) Pantin, D.J. : "CPAP in Apnea of the Premature Infant", Arch. Argent. Pediatric, 81:229-301, 1983.
- (30) Rigatto, H. : "Apnea", Pediatric Clin. Borth Am., 99:984, 1982.
- (31) Sander, C. : "Theophylline in Apneas and Periodic Respirations in Newborn Infants, Polygraphic Evaluation", Rev. Paul. Med., 104(1):15-7, 1986.
- (32) Selkurt, E.E. : " Physiology ", Copyright, 1976.
- (33) Silva, V.P.J. : " Microcontroladores ", Érica, 1988.
- (34) Slonim, N.B.; Hamilton, L.H. : "Respiratory Physiology", 2th Edition, 1971.
- (35) Southall, D.P.; Levitt, G.A.; Richards, J.M. : "Undetected Episodes of Prolonged Apnea and Severe Bradycardia in Infants", Pediatrics, 72:541, 1983.
- (36) Steinschnieder, A. : "Prolonged Apnea and Sudden Infant Death Syndrome : Clinical and Laboratory Observations", Pediatrics, 50:646, 1972.
- (37) Strong, P. : " Biophysical Measurements ", 5th Edition, Tektronix, 1970.
- (38) Toubas, P.L.; Duke, J.C.; Bendell, D. : "Effects of Maternal Smoking and Caffeine Habits on Infantile Apnea", Pediatrics, 78(1):159-63, 1986.
- (39) Tudela, J.M. : " Phophylaxis of Apnea in the Premature Infant Using Methylxanthynes ", Rev. Cuba. Pediatr, 57(6):711-6, 1985.
- (40) Vander, A.J. : "Fisiologia Humana", Mc Graw-Hill, 1981.
- (41) Vas, R.; Grassie, T.G.; Fenton, T.R. : "The Magneto - Kinetography and its Characteristics", Perspective in Biomedical Engineering, 242-245, 1972.
- (42) Vaz, F.A.C. : "Cuidados ao RN Normal e Patalógico", MC Graw-Hill, 1982.

(43) Webster, Jonh G., "Medical Instrumentation", 1978.

(44) Wilson, A.J.; Franks, C.J. and Freeston I.L. : "Methods of Filtering the Heart-Beat Artifact from the Breathing Waveform of Infants Obtained by Impedance Pneumography", Med. and Biol. Eng. and Comput., 20, 293-298, 1982.