

**Sistema de Aquisição de Dados para Acompanhamento de
Gestantes em Trabalho de Parto**

Antenor Farias Barbosa

**Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Campina Grande
como parte dos requisitos necessários para obtenção do grau de Mestre
em Ciências no Domínio da Engenharia Elétrica.**

Raimundo Carlos Silvério Freire, Dr.

Gurdip Singh Deep, Ph. D.

Orientadores

Campina Grande, Paraíba, Brasil.

©Antenor Farias Barbosa, 2003.



B238s
2003

Barbosa, Antenor Farias

Sistemas de aquisição de dados para acompanhamento de gestantes em trabalho de parto/ Antenor Farias Barbosa. – Campina Grande: UFCEG, 2003.

114p.: il.

Inclui bibliografia

Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - UFCEG/CCT/DEE

1. Trabalho de Parto 2. Aquisição de Sinais – Gestantes – Trabalho de Parto.

CDU: 612.63.028:621.391

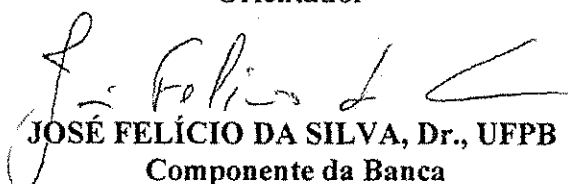
**SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS PARA ACOMPANHAMENTO DE
GESTANTES EM TRABALHO DE PARTO**

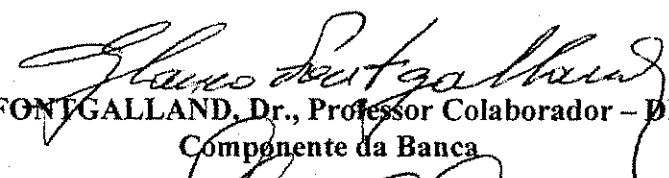
ANTENOR FARIAS BARBOSA

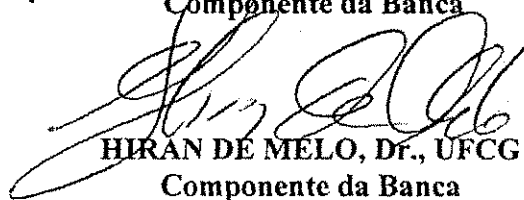
Dissertação Aprovada em 28.03.2003


RAIMUNDO CARLOS SILVÉRIO FREIRE, Dr., UFCG
Orientador

GURDIP SINGH DEEP, Ph.D., UFCG
Orientador


JOSÉ FELÍCIO DA SILVA, Dr., UFPB
Componente da Banca


GLAUCO FONTGALLAND, Dr., Professor Colaborador - DEE/UFCG
Componente da Banca


HIRAN DE MELO, Dr., UFCG
Componente da Banca

CAMPINA GRANDE - PB
Março - 2003

Dedico este trabalho a meus filhos e a minha esposa,
pela paciência e apoio nos momentos difíceis de sua realização.

Agradecimentos

A capacidade de um homem não se mede pela potência de seus conhecimentos, outrossim, ela se equivalerá à destreza do seu comportamento em relação a seu semelhante. A virtude, a humildade, a lealdade, a gratidão e a arte de querer vencer são indispensáveis na formação de um profissional consciente, para atingir o alvo do objetivo de sua formação.

Depois de mais de dois anos de amadurecimento, crescimento e, porque não assumir, de um certo sofrimento na ânsia de concretizar a tão desejada conclusão da graduação de Mestre, gostaria de dirigir algumas palavras de agradecimento às pessoas que estiveram a meu lado, quando um novo rumo escolhi para minha caminhada. Constante se faz a lembrança dessas pessoas em meu pensamento e em minha vida, a começar por Deus a quem agradeço o dom da vida.

A meus pais (in memoriam), cuja memória continua viva em minha lembrança, pela dignidade e sacrifício com que me encaminharam na vida.

À minha avó, que também não teve a alegria de viver comigo este momento, mas está aqui! lembrada, presente, eterna!

À minha esposa e meus dois filhos, porque abriram mão de momentos de convívio, sofreram com minha ausência, e muitas vezes, se angustiaram com minhas depressões e mau humor, ocasionadas pela distância e saudades. A vocês que agora vêem com alívio o fim desta etapa e estão tão felizes quanto eu com este título, meu muito obrigado pelo incentivo e paciência. Ofereço este mérito a vocês, como prova de reconhecimento pelo sacrifício de todos.

Às minhas tias, sogros, cunhada e amigos, obrigado pelo estímulo e pelas críticas oportunas. Eis a minha homenagem merecida e meu reconhecimento sincero.

Aos meus orientadores, professores Raimundo Carlos Silvério Freire e Gurdip Singh Deep agradeço a oportunidade, o impulso chave! sou grato por confiarem e acreditarem em mim, contribuindo para que se tornasse visível tudo que planejamos fazer.

Aos colegas da UFCG com os quais convivi quer na Universidade, quer em casa, na alegria, na dor, no esforço e no cansaço, meu agradecimento pela presença amiga. Aos funcionários da UFCG, minha gratidão pela dedicação, eficiência.

Meu reconhecimento à Direção do CEFET-AL, ao professores Jackson J. Souto de Moraes e Paulo Santos da Silva da Coordenadoria de Mecânica, e a meus colegas da Coordenadoria de Eletrônica, que me deram a oportunidade, cujo crédito e apoio foi imprescindível.

Um especial agradecimento aos amigos Luiz Hermano, Luiz Brunelli, Rômulo Pires Coelho Ferreira, Aléssio Trindade de Barros e Paulo de Almeida Farias, pelas contribuições e apoio na execução deste trabalho. Quero também agradecer à Diretoria da Maternidade Cândida Vargas, bem como aos seus Médicos de que sem o apoio obtido não teria sido possível a realização deste trabalho, dedicando o meu sincero reconhecimento.

Gostaria de elevar o meu pensamento a você "Povo Brasileiro", que através dos impostos pagos faz parte da minha história desde os tempos da graduação. Ao CNPQ como entidade que atua incentivando a pesquisa em nosso país, meu muito obrigado.

Enfim, a todos que estiveram comigo, direta ou indiretamente, nesta caminhada.

Resumo

Um sistema que permite a monitorização da contração uterina e do batimento cardíaco fetal foi projetado e implementado. Parte importante desse sistema são os sensores, os quais atendem aos seguintes critérios: ser não invasivo e proporcionar comodidade e conforto à gestante. Para aquisição da contração uterina, inicialmente, investigou-se a utilização de um sensor capacitivo mediante teste em gestantes. Os resultados obtidos mostraram que o sensor capacitivo não apresentava sensibilidade adequada à variação de pressão. Investiu-se na busca de um novo sensor que oferecesse uma melhor sensibilidade, que ocorreu em duas etapas: uma relativa ao projeto e construção da estrutura mecânica e outra relativa ao projeto e montagem de um circuito eletrônico. O princípio de funcionamento do sensor desenvolvido é fazer variar uma indutância, quando ocorre uma contração uterina. Para aquisição do batimento cardíaco fetal foi utilizado um sensor integrante de um detector de batimento cardíaco, DF-4001 baseado em efeito Doppler. A partir do sinal obtido no detector foi projetado e implementado um circuito eletrônico que conta os pulsos de batimento e apresenta o resultado em um mostrador de 7 segmentos. Para o armazenamento dos dados adquiridos pelos sensores de contração uterina e do batimento cardíaco fetal, desenvolveu-se um software para o microcontrolador MC68HC11 realizar a medição do período entre dois pulsos e posteriormente foi ampliado para que o mesmo pudesse medir 10 períodos T, e obter uma média das medições. Decisões são tomadas no microcontrolador referentes aos casos em que a taxa de batimento cardíaco fetal ou as contrações uterinas estejam fora dos padrões de normalidade, gerando sinais de alarme.

Abstract

A system that allows the monitoring of the uterine contraction and the fetal heart beat it was projected and implemented. Important parts of this system are the sensors, which assist to the following criteria: to be not invasive and to provide comfort to the pregnant. For acquisition of the uterine contraction, initially, the use of a sensor capacitive was investigated by testing it in the pregnant. The obtained results showed that the sensor capacitive didn't present appropriate sensibility to the pressure variation. It was invested in the search of a new one sensor that could offer a better sensibility, which happened in two stages: one relative to the project and construction of the mechanical structure and other relative one to the project and assembly of an electronic circuit. The beginning of operation of the sensor developed is to do to vary an inductance, when an uterine contraction happens. For acquisition of the fetal heart beat a sensor in the detector of heart beat, DF-4001 was used based on Doppler effect. Starting from the sign obtained in the detector was projected and implemented an electronic circuit that it counts the beat pulses and it presents the result in a display case of 7 segments. For the storage of the acquired data for the sensor of uterine contraction and of the fetal heart beat, it was developed a software for the microcontrolador MC68HC11 to accomplish the measurement of the period among two pulses and later it was enlarged so that the same could measure 10 periods T , and to obtain an average of the measurements. Decisions are made in the microcontrolador regarding the cases in that the tax of fetal heart beat or the uterine contractions are out of the normality patterns, generating alarm signs.

Índice

	Introdução	1
	Organização do Documento	4
1	Trabalho de parto	6
1.1	Gravidez e Parto	6
1.2	Pré-parto	9
1.3	Parto	11
1.4	Propagação da Onda Contrátil no Útero Grávido	12
1.5	Repercussões Hemodinâmicas da Contratilidade Uterina nos Organismos Materno e Fetal	17
1.5.1	No Organismo Materno	17
1.5.2	No Organismo do Feto	17
1.6	Sufrimento Fetal	18
1.7	Insuficiência Uteroplacentária Aguda	18
1.8	Mecanismos Defensivos Fetais	21
1.9	Origem dos Mecanismos Defensivos Fetais	23
1.10	Cardiotocografia	24
1.11	Alterações Basais na Frequência Cardíaca Fetal	25
1.12	Alterações Transitórias	26
1.13	Variantes dos Padrões da Frequência Cardíaca Fetal	28
2	Sensores de Frequência Cardíaca Fetal e Contração Uterina	31
2.1	Formas de Monitorizar a Frequência Cardíaca Fetal	31
2.2	Sensor para Medição da Frequência Cardíaca Fetal	35
2.3	Monitorização da Frequência Cardíaca Fetal Usando Doppler com Ultra-som	36
2.4	Efeito Doppler em Ultra-som Devido ao Movimento da Parede Cardíaca	37

2.5	Detector de Batimento Cardíaco Fetal	39
2.6	Sensores para Medição de Contração Uterina	41
2.7	Sensor de Contração Uterina Indutivo	43
2.8	Sistema de Aquisição e Processamento por Microcontrolador	44
3	Desenvolvimento do Sistema de Monitorização do Batimento Cardíaco Fetal e Contração Uterina	47
3.1	Sensor da Frequência Cardíaca Fetal	47
3.2	Sinal do Batimento Cardíaco	48
3.3	Detector de Batimento Cardíaco Fetal	51
3.4	Tratamento do Sinal de Batimento Cardíaco Obtido em um Detector Fetal Comercial	53
3.5	Multiplificador de Frequência	57
3.6	Temporizador 555	58
3.7	Contagem e Amostragem do Batimento Cardíaco Fetal	59
3.8	Sinal de Informação do Batimento Cardíaco	61
3.9	Caracterização do Sensor Capacitivo	62
3.9.1	Metodologia do Uso do Sensor de Contração Uterina Capacitivo	64
3.9.2	Ensaio e Teste do Sensor de Contração Uterina Capacitivo	65
3.10	Sensor de Contração Uterina Indutivo	66
3.10.1	Características de Sensibilidade do Sensor de Contração Uterina Indutivo	70
3.10.2	Ensaio do Sensor de Contração Uterina Indutivo em Laboratório	70
3.11	Proposição para Transmissão dos Dados	72
4	Aquisição de Dados com Microcontrolador	74
4.1	Desenvolvimento do Software para o Microcontrolador	74
4.1.1	Contador de Pulso e Medidor de Período Usando o Microcontrolador	74
4.1.2	Medição da Frequência do Oscilador	76
4.1.3	Fluxograma do Software Desenvolvido	78

5	Conclusões e Sugestões de Trabalhos Futuros	80
	Referências Bibliográficas	82
	Anexo A: Placa 1: Diagrama Eletrônico	86
	Anexo B: Placa 2: Diagrama Eletrônico	87
	Anexo C: Diagrama do Oscilador Colpitts e Leiaute	88
	Anexo D: Leiaute do Circuito Impresso da Placa 1	89
	Anexo E: Leiaute do Circuito Impresso da Placa 2	91
	Anexo F: Microcontrolador MC68HC11	93

Lista de Figuras

1.1	Evolução da contratilidade uterina no ciclo gestatório	9
1.2	Contratilidade uterina em gestações a termo	10
1.3	Registro de pressão amniótica no período expulsivo	12
1.4	Contratilidade uterina em gestação de 36 semanas	13
1.5	Representação esquemática da onda contrátil do parto normal	15
1.6	A contratilidade uterina no ciclo gestatório e o sintoma da dor	16
1.7	Representação esquemática das condições circulatórias	19
1.8	Estase circulatória quando o útero está contraído	20
1.9	Influência das contrações uterinas sobre o fluxo de sangue	21
1.10	Respiração aeróbia e anaeróbia.	22
1.11	Alterações da frequência cardíaca fetal basal	25
1.12	Os três tipos de dips	27
1.13	Distinção entre dip cefálico e dip tardio	28
1.14	Registro carditocográfico normal	29
1.15	Caso muito grave de sofrimento fetal	30
2.1	Ausulta com estetoscópio de Pinard	32
2.2	Modelo representativo do caminho percorrido pelo sinal de ultra-som e o sinal de retorno ao sensor.	38
2.3	Diagrama em blocos dos componentes básicos de um monitor fetal convencional	40
2.4	Representação em corte de um transformador diferencial linear variável	42
2.5	Modelo representativo do strain gage	42
2.6	Estrutura do sensor de contração uterina proposto por Wu et all	43
2.7	Circuito Oscilador Colppits, com coletor de Q3 oscilando em nível TTL	44
2.8	Diagrama em bloco funcional do sistema de aquisição de dados usando microprocessador	45
2.9	Diagrama em bloco do codificador/transmissor, receptor/decodificador	46
3.1	Forma do sinal Doppler obtido usando o detector DF4001 (batimento de uma pessoa adulta)	48
3.2	Forma do sinal Doppler obtido usando o detector DF4001 (batimento cardíaco do feto)	50

3.3	Diagrama em blocos do circuito detector de batimento cardíaco fetal	51
3.4	Resultado da simulação do filtro passa faixa Butterworth	52
3.5	Estágio de recepção e amplificação do sinal do DF-4001	54
3.6	Estágio de filtragem, retificação e detecção de envoltória	54
3.7	Estágio de amplificação e retificação	56
3.8	Estágio de digitalização do sinal do batimento cardíaco, apresentando os valores de 0 e 5V	56
3.9	Circuito multiplicador de frequência	58
3.10	Temporizador 555 ajustado para um período de 120 ms	59
3.11	Circuito contador, decodificador e mostrador do batimento cardíaco	60
3.12	Apresentação do sinal do batimento com informação digital	61
3.13	Resultados experimentais da capacitância em função da pressão com transdutor capacitivo	62
3.14	Resultados experimentais de frequência do oscilador em função da pressão com transdutor capacitivo	63
3.15	Circuito do oscilador no qual se encontra o sensor de pressão capacitivo	64
3.16	Representação da colocação do sensor capacitivo em gestantes em trabalho de parto	65
3.17	Estrutura do sensor de contração uterina montada	66
3.18	Circuito Oscilador Colpitts desenvolvido neste trabalho	67
3.19	Cilindro de ferrite revestido por nylon	67
3.20	Sensor de pressão indutivo sobre o abdômen materno	68
3.21	Sinal do oscilador Colpitts sem o núcleo	71
3.22	Sinal do oscilador Colpitts com todo o núcleo na bobina	71
3.23	Diagrama em bloco do microcontrolador como sistema de aquisição e controle de transmissão de dados	72
3.24	Representação dos vários módulos transmissores, e o computador para receber e armazenar os dados das gestantes	73
4.1	Barramento de comunicação do microcontrolador com os periféricos e circuito sinalizador de batimento cardíaco	76
4.2	Circuito para medição de frequência do oscilador pelo microcontrolador	77
4.3	Diagrama em bloco de seqüência de execução do programa 1 e programa 2	78
4.4	Fluxograma dos sub-programas	79

Lista de Tabelas

1.1	Principais causas de gestação de alto-risco	24
2.1	Velocidade do som em meio biológico	39
3.1	Monitorização da contração uterina usando o sensor capacitivo	66
3.2	Dados de característica do sensor de contração uterina indutivo	68
3.3	Reposta do sensor indutivo em gestante em trabalho de parto	69

Introdução

A Organização Mundial da Saúde (OMS) define como parto normal àquele de início espontâneo, baixo risco no início do trabalho de parto e que permaneça assim durante todo o processo até o nascimento e, complementa Rezende, que o parto normal não deve sofrer interferência no seu curso. Os recém-nascidos, geralmente em posição cefálica, têm entre 37 e 42 semanas completas de gestação. (REZENDE, 1995).

Infelizmente, no Brasil nem todos os partos acontecem sem causar traumatismos à parturiente. As quatro principais causas de morte materna no Brasil, entre as obstétricas diretas, são: as síndromes hipertensivas, as hemorragias, as infecções puerperais¹ e as complicações do aborto. Segundo dados apresentados pelo Ministério da Saúde no ano 2000, as causas obstétricas diretas são responsáveis por 66% das mortes maternas em nosso país (REDE, 2003). A preocupação com o problema da mortalidade materna ganhou destaque recentemente com a divulgação do relatório "Situação da Infância Brasileira – 2002" (UNIFESP, 2001), da Unicef – que também inclui aspectos ligados à saúde da mulher. O documento deixou claro que "há pelo menos dez anos, o país não consegue evitar mortes ligadas à gravidez".

Por seu lado a evolução crescente da tecnologia nas últimas décadas levou a Engenharia Biomédica a atuar também no desenvolvimento de instrumentos para uso médico e na sua utilização adequada em ambiente médico hospitalar. Essa evolução, portanto, possibilitou o desenvolvimento de equipamentos que permitem avaliar e monitorizar pacientes nos hospitais. Nesse sentido alguns equipamentos médicos podem auxiliar no diagnóstico e tratamentos preventivos em pacientes que apresentem problemas durante a gravidez. Esses equipamentos, no entanto, em sua grande maioria são caros, o que torna inviável sua aquisição por hospitais públicos, devido aos escassos recursos disponíveis.

Quando ocorre um acompanhamento pré-natal adequado, a gestante deve estar informada e preparada para o trabalho de parto e para o parto em si. São de grande importância as orientações que o médico fornece à gestante. A informação sobre os

¹ Puerpério: período que se segue ao parto até que os órgãos genitais e o estado geral da mulher retornem à normalidade

cuidados com o recém nascido, as técnicas de respiração, como manejar a dor, a participação do pai e o conhecimento do mecanismo do parto devem estar bem esclarecidos. Essas informações devem ser repassadas à paciente, quando acompanhada do médico em seu pré-natal. No momento do parto, a gestante deverá ter todas as suas dúvidas esclarecidas.

É importante lembrar que os sintomas do trabalho de parto variam de gestante para gestante. Umhas têm o trabalho muito longo (20 a 24 horas), para outras ele é de menor duração (até 6 horas) (REZENDE, 1995). Para algumas parturientes, os sintomas do início do trabalho de parto se apresentam de forma muito clara; em outras, nem existe a percepção de que já estavam em trabalho de parto. Enfim, apontar com exatidão o início do trabalho de parto é difícil.

Durante o trabalho de parto, ocorrem contrações uterinas regulares. As contrações iniciais que podem ser sentidas não são doloridas, mas vão diminuindo em intervalos e aumentando gradualmente em duração e intensidade. Portanto, o procedimento normal de um médico ou enfermeira responsável é fazer o exame de toque para verificar o grau de dilatação do cervix². No seu estágio inicial, a dilatação deve ser verificada aproximadamente a cada duas horas, sendo que a taxa de verificação de dilatação do cervix deve ser realizada em intervalo menor com a evolução do trabalho de parto. O exame para verificar a dilatação do cervix traz desconforto à paciente e aumenta a possibilidade de infecção (ZADOR, 1974).

Quando as contrações uterinas adquirem um ritmo constante e regular, inicia-se a fase ativa do trabalho de parto. Nessa fase é importante o monitoramento adequado da frequência cardíaca fetal, atentando-se para sinais que indiquem sofrimento do feto. Se as contrações se tornarem muito dolorosas, pode ser necessário algum tipo de ação clínica para aliviar a dor. A mais usada é a chamada analgesia³ peridural, mas esta só pode ser feita em centros hospitalares bem equipados e com a presença de um médico anestesista. O andamento do trabalho de parto é acompanhado através de um gráfico chamado de partograma. Com isso, é possível detectar precocemente alterações que venham interferir na boa evolução do trabalho de parto, antecipando situações que podem determinar a necessidade de uma intervenção cirúrgica, conhecida por cesariana.

² Cervix: o cervix está localizado na parte final inferior do útero, colo uterino.

³ Analgesia: sedação de dor, sem que haja perda da consciência.

A diretoria da Maternidade Cândida Vargas em João Pessoa realizou contato com professores da Universidade Federal de Campina Grande, mostrando interesse no desenvolvimento de um equipamento para monitorizar gestantes em trabalho de parto e se colocou a disposição oferecendo todo apoio necessário ao desenvolvimento deste trabalho. Foi realizada uma visita àquela Maternidade para se conhecer melhor as condições de trabalho e necessidade do equipamento a ser desenvolvido. Se o médico perceber casos que indiquem anormalidade no batimento cardíaco fetal, poderá encaminhar a gestante para uma outra sala que possui um equipamento que registra em um gráfico o valor do batimento cardíaco fetal e a intensidade da contração uterina.

O sistema de monitorização solicitado pela equipe médica deve fazer a aquisição do batimento cardíaco fetal e da atividade de contração uterina. Os dados adquiridos devem ser entregues a um computador pessoal, utilizando a telemetria como meio de transmissão dos dados adquiridos. Este instrumento precisa apresentar o valor do batimento cardíaco fetal, bem como o intervalo entre as contrações uterinas e sua duração, realizando tais tarefas em tempo real. Esta necessidade se faz presente, porque, quando várias pacientes chegam à Maternidade, existe a preocupação em oferecer prioridade no atendimento à paciente que apresente o quadro de maior sofrimento fetal.

Existe ainda um outro fator a ser levado em consideração, que diz respeito ao número limitado de médicos e enfermeiras para prestarem atendimento. Portanto, há necessidade de um instrumento que apresente uma medição imediata do quadro clínico do feto e da gestante, para que se possa prestar atendimento a mesma, com maior urgência.

O interesse nessa avaliação reside no desejo de minimizar o sofrimento do feto, que se não for atendido prontamente, poderá sofrer seqüelas irreversíveis. Os sistemas de monitorização permitem avaliar o grau de sofrimento do feto, possibilitando ao médico tomar medidas que reduzam ou eliminem o sofrimento fetal.

Diante do exposto, este trabalho teve como objetivos o desenvolvimento de:

- 1) um detector de batimento cardíaco fetal usando um sensor de ultra-som comercialmente disponível no qual deve ser apresentada a taxa de batimento em um mostrador em bpm (batimento por minuto);
- 2) sensores de contração uterina;

- 3) a aquisição dos dados do batimento cardíaco fetal e da contração uterina utilizando-se o microcontrolador MC68HC11.

O princípio de funcionamento de cada um dos sensores e o tratamento dos seus respectivos sinais são detalhados nessa dissertação.

Organização do Documento

O texto deste trabalho está dividido em 5 capítulos:

no capítulo 1, apresenta-se um estudo do trabalho de parto, conforme pesquisa realizada na literatura médica. Neste capítulo, se faz uma descrição do período da gravidez, da importância do pré-natal, dos cuidados necessários e, principalmente, das preocupações com o trabalho de parto. Nele é encontrada uma descrição detalhada dos cuidados com a gravidez de alto risco, além de se definir o que deve ser monitorizado no trabalho de parto;

no capítulo 2, são apresentados os diversos sensores que podem ser utilizados para detectar o batimento cardíaco fetal e a contração uterina. Apresentam-se alguns artigos que tiveram uma contribuição relevante na realização deste trabalho;

no capítulo 3, é apresentado o circuito desenvolvido para digitalizar a informação adquirida do sensor de batimento cardíaco fetal, com sugestões e contribuições apresentadas no decorrer deste trabalho. É realizada a caracterização do sensor de contração uterina capacitivo, apresentado também o desenvolvimento de um sensor de contração uterina indutivo. Ainda neste capítulo, é abordado o resultado dos ensaios realizados em gestantes, e escolhido o sensor de contração uterina mais adequado ao que se destina;

no capítulo 4, apresentam-se os recursos que utilizados para fazer-se a aquisição de dados do batimento cardíaco fetal, usando-se o acumulador de pulso e o *timer* do microcontrolador MC68HC11. Na medição da contração uterina, foi necessário desenvolver-se um circuito contador de pulsos, que é controlado pelo microcontrolador. Neste, mostra-se o fluxograma do desenvolvimento do *software*;

no capítulo 5, são apresentadas as conclusões desta dissertação e sugestões para trabalhos futuros.

Este trabalho ainda conta com anexos, nos quais apresentam-se: o esquemático do circuito eletrônico desenvolvido, o leiaute das placas de circuito impresso e uma descrição sucinta do microcontrolador MC68HC11, bem como o código do programa em *assembler* usado no microcontrolador MC68HC11, para fazer a aquisição de dados do batimento cardíaco fetal e da contração uterina.

1 - Trabalho de Parto

É apresentada neste capítulo, uma descrição da assistência do pré-natal e do trabalho de parto, com base na literatura médica. Descreve-se de forma mais detalhada os cuidados médicos que se deve ter no trabalho de parto e quais são os problemas que podem acontecer principalmente para o feto se, ocorrem anormalidades no batimento cardíaco fetal e na contração uterina.

1.1 Gravidez e Parto

A gravidez é um episódio fisiológico na vida normal da mulher. Para ela, seu organismo prepara-se lentamente ao longo de modificações gerais e locais que, levaram-na da puberdade à maturidade sexual. Para o bom andamento da gravidez, faz-se necessário um acompanhamento médico do início da gestação até o nascimento, chamado assim de assistência pré-natal, que se originou na França, como decorrência dos trabalhos de Pinard e de Budim (REZENDE, 1995). Hoje, a assistência pré-natal apresenta metas muito mais amplas e pretensiosas, exigindo um cuidado especial no que diz respeito à saúde e às doenças congênitas. Dispõe-se atualmente, de equipamentos sofisticados que permitem a visualização do feto, possibilitando assim uma melhor avaliação de seu desenvolvimento.

O acompanhamento pré-natal tem finalidade psicológica, educacional e social, bem como a identificação da gestação de alto risco, pois os organismos da gestante e do feto – deste em particular – estão sujeitos a danos fatais.

Desta forma, a assistência pré-natal é de fundamental importância, tanto para a gestante como para o feto. Para justificá-la, bastaria se dizer que a sua ausência está associada à mortalidade perinatal⁴ cinco vezes superior àquela encontrada nas clínicas e hospitais de atendimento pré-natal regular.

⁴ Perinatal: diz-se dos períodos imediatamente anterior e posterior ao parto.

No que diz respeito à gestante, particularmente em países onde grande parte da população possui um poder aquisitivo abaixo do padrão, como em nosso país (de assistência médica precária) a assistência pré-natal representa talvez, a única oportunidade para as gestantes serem atendidas em consulta médica. Constitui-se, portanto, em exercício de Medicina Preventiva, visando a preservar a saúde física e mental da gestante e identificar alterações próprias da gravidez que possam alterar o seu curso ou, repercutir de forma nociva sobre o feto.

Idealmente, a assistência pré-natal deverá ser iniciada tão logo confirmada a gravidez. Lamentavelmente no Brasil e em outros países em desenvolvimento, nem sempre é possível alcançar tais objetivos, tornando-se necessário fazer adaptações e simplificações para empregar os conhecimentos proporcionados pela tecnologia moderna. No Brasil, sabe-se que a cobertura obstétrica alcança apenas 20% das gestantes, ficando um grande número de gestantes desprovida de qualquer amparo assistencial (REZENDE, 1995).

Em condições normais, o parto não deveria se dar, caso não houvesse concluído a vida intra-uterina; é o parto a Termo. Se o feto nasce antes disso, trata-se de parto prematuro ou pretermo, rótulo imposto à interrupção da gravidez antes de 37 semanas completas (REZENDE, 1995) (WU et al, 2002).

Segundo Rezende (1995), o parto pode ser dividido nas seguintes etapas:

- dilatação: o colo do útero se abre;
- expulsão: o feto sai pela vagina;
- secundamento: o cordão umbilical é cortado e a placenta é expulsa.

O trabalho de parto natural, geralmente leva algumas horas para acontecer, e a gestante dispõe de algum tempo até a etapa de expulsão do feto. Algumas vezes, a placenta pode se romper antes do trabalho de parto. Quando isso ocorre, nota-se a perda repentina de grande volume de um líquido pela vagina, o líquido amniótico. Nesse caso, deve-se, o mais rápido possível, procurar um hospital, para a realização de uma cesariana. O feto pode não estar sendo oxigenado e estar em sofrimento.

A dilatação pode durar horas, por isso é o período mais demorado do parto. Ela é acionada pelo útero, um órgão musculoso, que se contrai independente da vontade da mulher, mesmo nas que não estejam grávidas, durante a menstruação e nas relações

sexuais podem ocorrer contrações no útero. Normalmente, na gravidez, esse processo de contração começa a ocorrer por volta do 12 semanas, já como treinamento para o trabalho de parto, recebendo também o nome de contrações de Braxton-Hicks (REZENDE, 1995) (NEME, 1995).

As contrações uterinas são o fator mais importante para a dilatação do colo uterino. Quando o feto está maduro, pronto para nascer, geralmente o útero começa uma série regular de contrações, tornando o colo mais curto e fazendo com que ele se abra. Elas variam de gestante para gestante e podem ou não ser acompanhadas de dor. As contrações se dão, através do endurecimento de toda a barriga por cerca de um minuto, e uma sensação de pressão interna, que podem ser reconhecidas pela gestante. Algumas gestantes, durante as contrações, podem sentir cólicas, fisgadas na barriga, dores nas costas e taquicardia (palpitações).

Até 30 semanas de gestação, a atividade uterina é muito pequena, inferior a 20 mmHg, observe o gráfico apresentado na Figura 1.1. Os registros de contração uterina evidenciam contrações reduzidas, frequentes, cerca de uma por minuto, que permanecem restritas a diminutas áreas do útero.

A Figura 1.1, apresenta a atividade uterina em unidades de Montevideú, que é definida como a intensidade da contração uterina, vezes o número de contrações no intervalo de 10 minutos. A área hachurada indica a atividade uterina espontânea, normal (valores médios em unidade Montividéu). Registros típicos e esquemáticos da pressão amniótica, ilustram a contratilidade nas diversas fases da atividade uterina, correspondente a cada traçado, indicada na curva por um ponto. A atividade uterina aumenta progressivamente após 30 semanas, especialmente ao se aproximar o termo (término da gravidez). No secundamento e no puerpério são expressivas as quedas da atividade uterina.

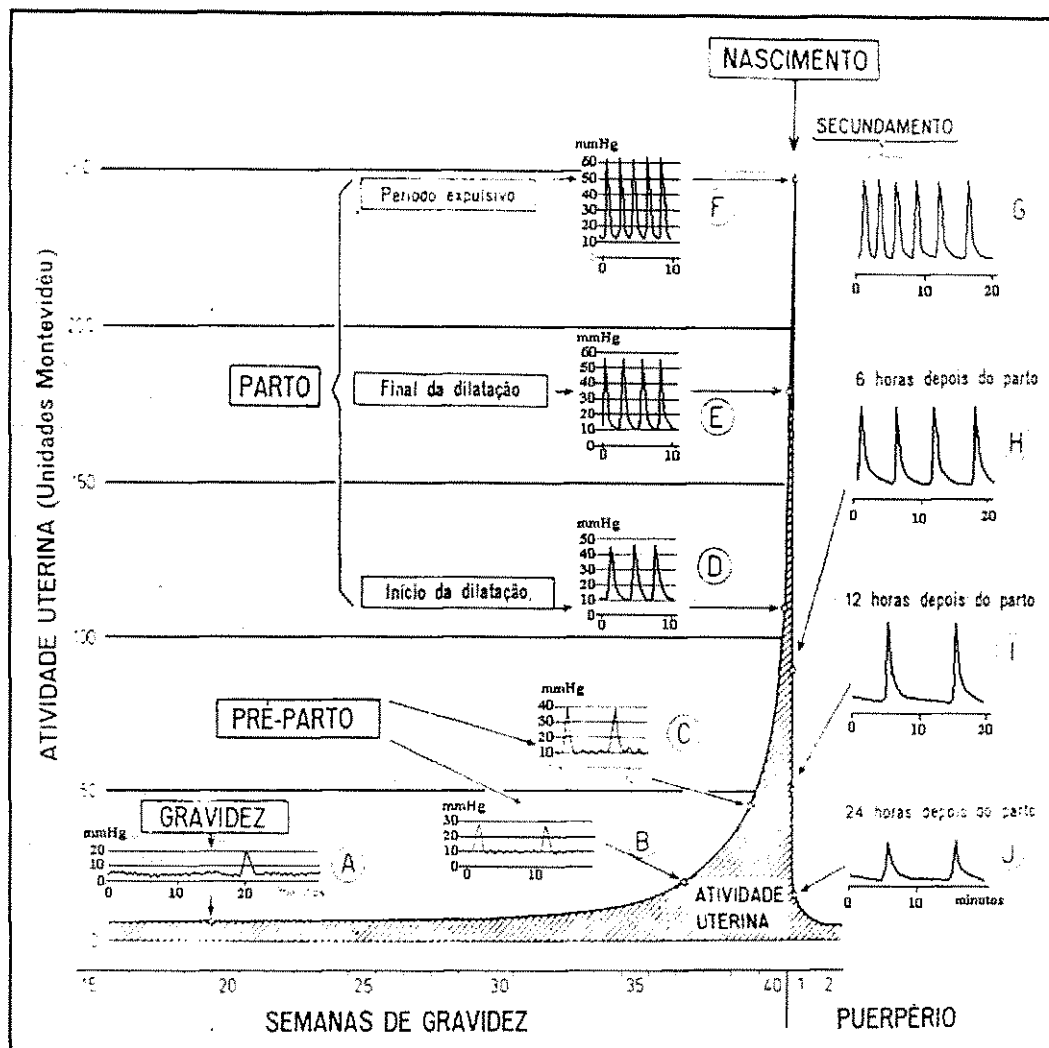


Figura 1.1: Evolução da contratilidade uterina no ciclo gestatório (Fonte: Rezende, 1995).

1.2 Pré-parto

Após 30 semanas de gestação, a atividade uterina aumenta vagarosa e progressivamente, com pode ser observada na Figura 1.1 B e C. Nas últimas 4 semanas, existe um aumento acentuado na atividade uterina. As contrações Braxton-Hicks passam a ser mais intensas e freqüentes, melhorando a coordenação das contrações e se difundindo em áreas cada vez maiores do útero. Na Figura 1.2 B, é mostrada a curva de pressão regular com ascensão parabólica, de uma atividade de contração uterina. As

pequenas contrações, embora diminuídas em número, permanecem nos traçados obtidos nessa época. O tono⁵ se aproxima de 8 mmHg (REZENDE, 1995) (TOTH, 2001).

Na Figura 1.2A, é apresentada contração uterina com atividade mista local (ondas de grande frequência, pequena amplitude e forma irregular) e parcialmente propagante (ondas de grande intensidade e pequena frequência – contrações Braxton-Hicks). Na Figura 1.2B, mostra-se as contrações de Braxton-Hicks, que apresentam curva de ascensão irregular, mas que gradualmente desaparece com a proximidade do parto. Na Figura 1.2C, a atividade uterina é regular, com todos os ciclos de contração da mesma intensidade e forma de onda. Na Figura 1.2D, nota-se uma evolução da contração, com aumento na pressão ativa e na taxa de ascensão.

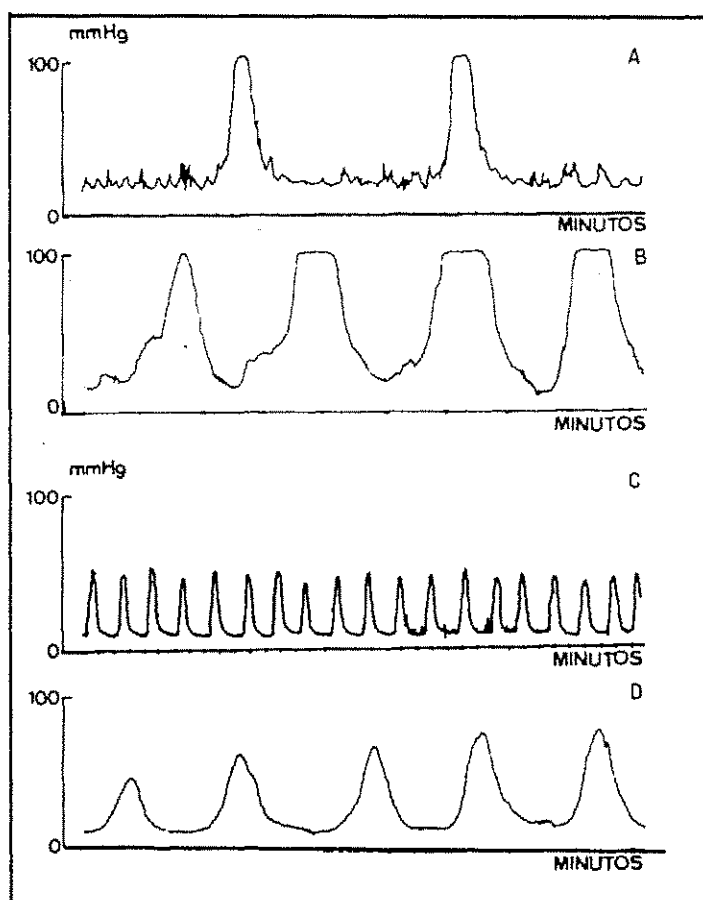


Figura 1.2: Contratilidade uterina em gestações a termo (Fonte: Rezende, 1995).

O tono uterino representa o menor valor de pressão registrado entre duas contrações. Em menor número de casos, a transformação da atividade uterina no pré-

⁵ Tono: contração muscular leve e contínua, normalmente presente; tônus.

parto se faz pelo aumento progressivo da intensidade das pequenas contrações, que se tornam mais expansivas enquanto sua frequência diminui gradativamente, este fato pode ser observado na Figura 1.2 C e D.

1.3 Parto

Clinicamente, o parto está associado ao desenvolvimento de contrações dolorosas e rítmicas, que condiciona a dilatação do colo uterino; arbitrariamente, considera-se o seu início quando a dilatação do cervix atinge 2 cm. Não há demarcação nítida entre o pré-parto e o parto, ao contrário, há uma transição gradual, insensível, o que torna difícil caracterizar a atividade do começo da dilatação (REZENDE, 1995).

No início da dilatação, as contrações têm intensidade de 30 mmHg (podendo chegar a 40 mmHg) e frequência 2 a 3 contrações no intervalo de 10 minutos, examine-se este detalhe na Figura 1.1 D, para alcançar no final desse período, respectivamente, os valores de 40 mmHg (podendo chegar a 50 mmHg) e 4/10 minutos (4 contrações no intervalo de 10 minutos), conforme pode ser observado na Figura 1.1 E (REZENDE, 1995) (NEME, 1995).

No período expulsivo, a frequência atinge 5 contrações em 10 minutos e a intensidade de 50 mmHg (podendo chegar a 60 mmHg), que pode ser visualizado na Figura 1.1 F (REZENDE, 1995) (NEME, 1995). São próprias dessa fase, as contrações da musculatura abdominal, esforços respiratórios verdadeiros, denominados de puxos⁶. Os puxos causam acréscimos súbitos e de curta duração da pressão abdominal, que se sobrepõem às elevações determinadas pelas contrações, como pode ser observado na Figura 1.3. Os puxos, apresentam intensidade média de 50 mmHg, que somados à pressão intra-uterina, que também apresenta valor de 50 mmHg, condicionam a uma pressão amniótica de 100 mmHg, este dado pode ser observado na Figura 1.3. É importante salientar que na Figura 1.3, o tono apresenta um valor de 10 mmHg.

Na Figura 1.3, estão representadas esquematicamente, duas contrações com os esforços expulsivos sobrepostos. A maior velocidade do traçado (5 vezes) no registro da contração da direita, evidencia melhor a elevação súbita da pressão causada pelas contrações dos músculos abdominais.

⁶ Puxo: esforço que a parturiente faz para dar à luz.

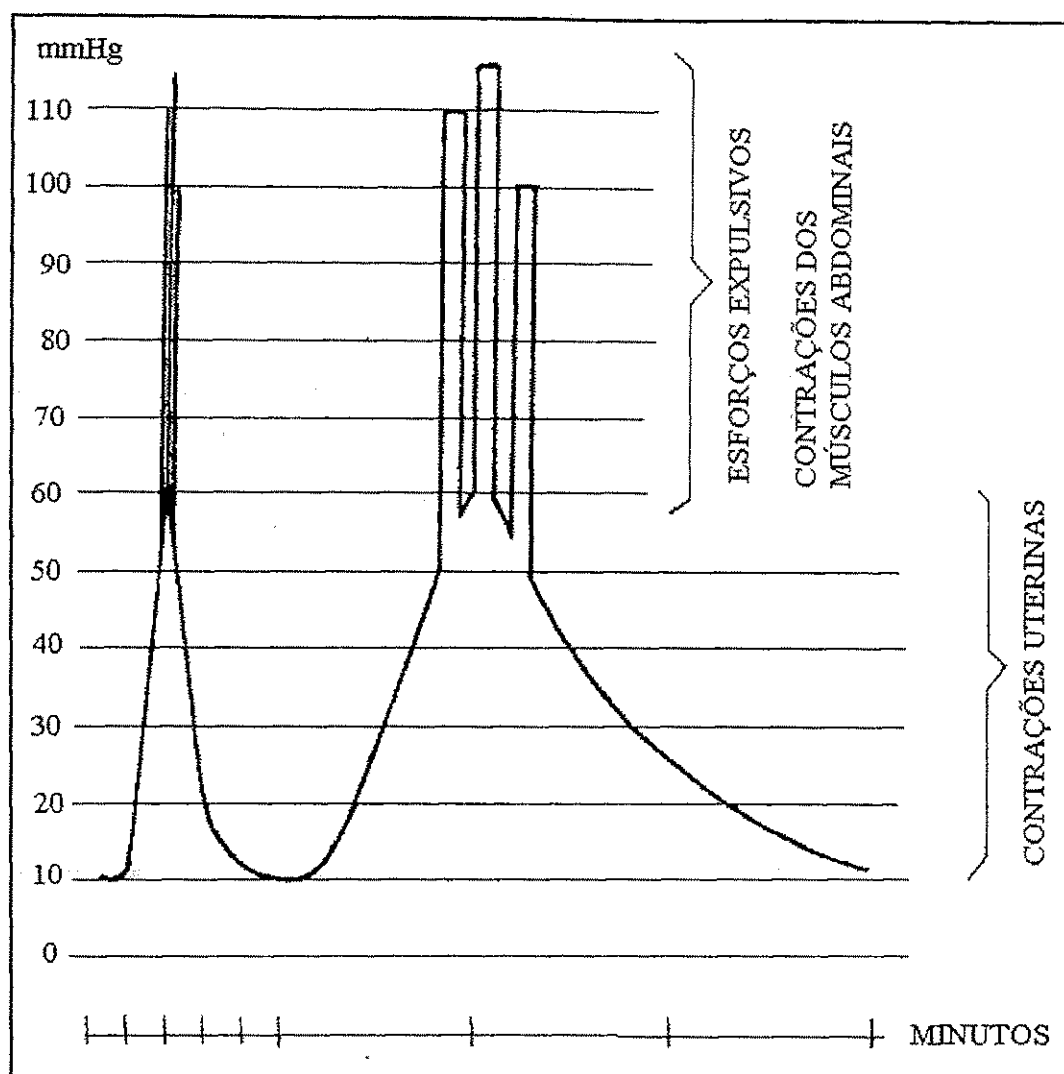


Figura 1.3: Registro de pressão amniótica no período expulsivo (Fonte: Rezende, 1995).

1.4 Propagação da Onda Contrátil no Útero Grávido

Na gravidez, a quase totalidade das contrações permanece circunscrita a pequenas áreas do útero, causando pouca elevação da amplitude na pressão amniótica, que pode ser observada na Figura 1.4. Ocasionalmente, contrações de Braxton-Hicks, mais intensas e menos freqüentes, se espalham em áreas maiores do órgão.

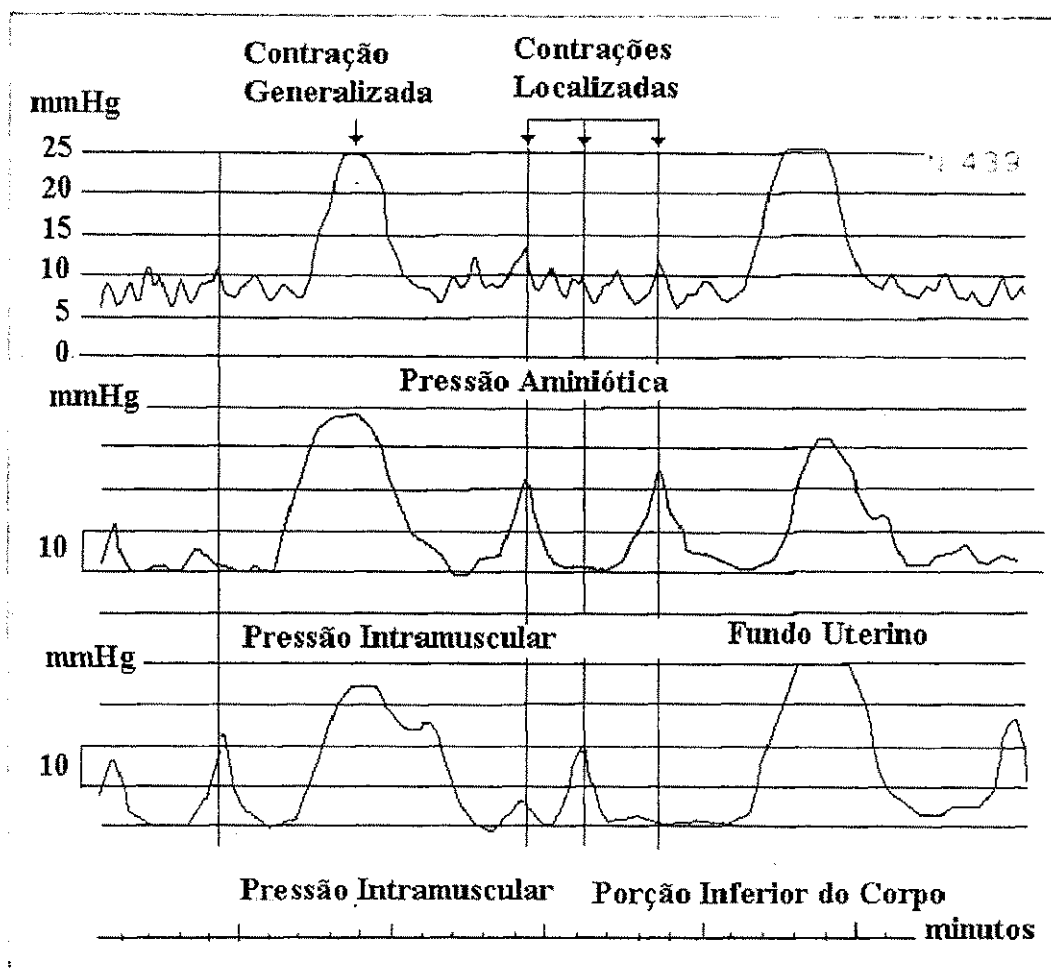


Figura 1.4: Contratilidade uterina em gestação de 36 semanas (Fonte: Rezende, 1995).

Na figura 1.4, pode ser observado o registro da pressão amniótica e, simultaneamente, da pressão intramiométrica (miométrio⁷) no fundo uterino e na parte inferior do corpo. As pequenas oscilações da pressão amniótica provêm de contrações localizadas, enquanto as grandes elevações decorrem de contrações generalizadas que se difundem por grande parte do útero (contrações de Braxton-Hicks).

No parto normal, a onda contrátil tem sua origem em dois marca-passos, direito e esquerdo, situados perto das implantações das tubas⁸. O marca-passo direito seria o predominante (REZENDE, 1995). E, em algumas gestantes, o esquerdo.

⁷ Miométrio: a camada muscular uterina, e que constitui a massa principal do órgão.

⁸ Tubas: cada uma de dois canais que se estendem de cada lado do útero ao ovário homolateral

Do marca-passo, a onda se propaga ao resto do útero na velocidade de 2 cm/segundo, percorrendo todo o órgão em 15 segundos. O sentido de propagação da onda é predominantemente descendente.

A intensidade das contrações diminui, das partes superiores do útero para as inferiores. No colo, só a zona próxima ao orifício interno tem tecido muscular liso e pode se contrair, não obstante com força menor que a do colo do útero e muito inferior à do corpo; o tecido que circunda o orifício externo é desprovido de musculatura, possuindo a característica de não poder se contrair.

Diz-se, então, que a onda de contração do parto normal tem triplo gradiente descendente: as metrossístoles⁹ começam primeiro, são mais intensas e têm maior duração nas partes altas do que nas baixas, a Figura 1.5, representa graficamente a descrição realizada. Esta coordenação do útero parturiente normal determina a soma de efeitos, com elevação regular, de pico único, intenso e da pressão amniótica.

⁹ Metrossístole: contração

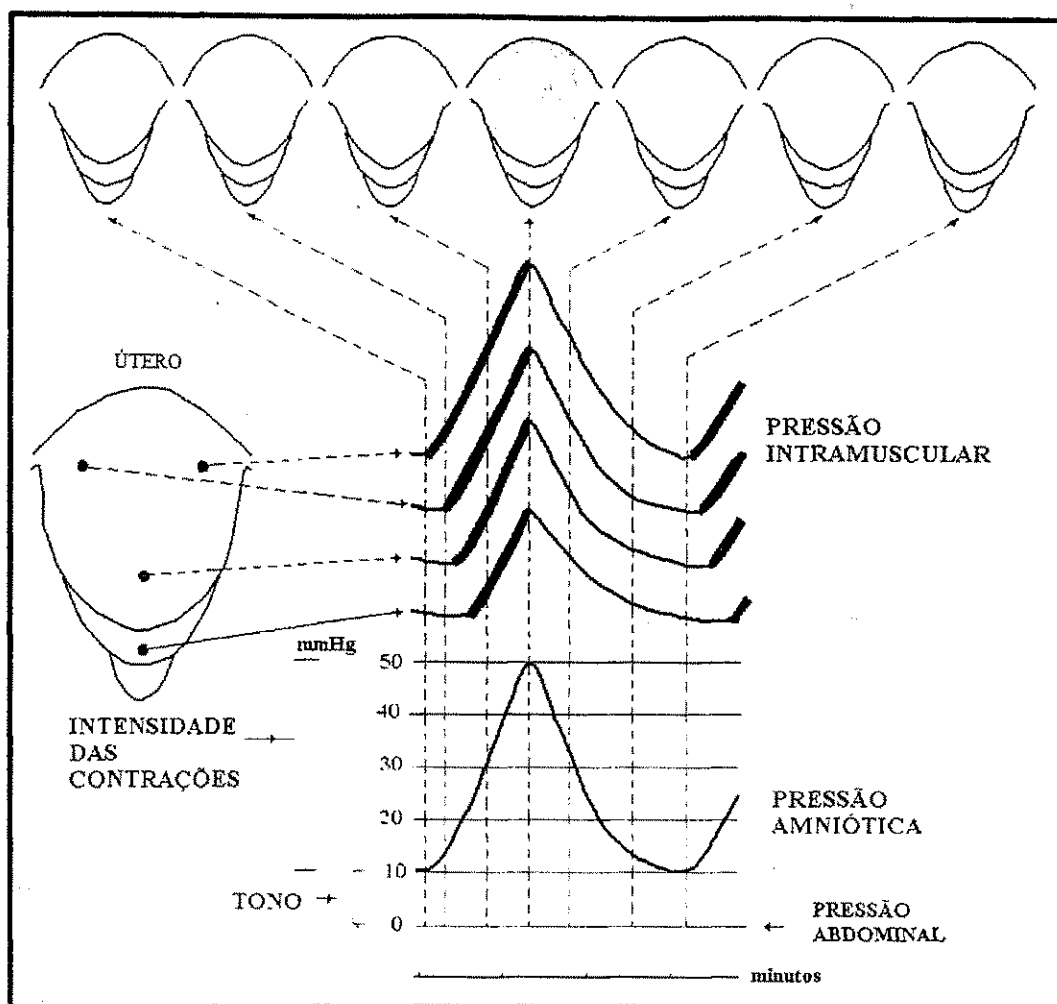


Figura 1.5: Representação esquemática da onda contrátil do parto normal, com o triplo gradiente descendente (Fonte: Rezende, 1995).

Observe-se na Figura 1.5, no útero grande colocado à esquerda, estão sinalados os pontos em que a pressão intramiométrial foi registrada com microbalões. Os quatro traçados correspondentes estão, cronologicamente, reclinados entre si, com o registro da pressão amniótica e com a propagação da onda contrátil, indicada pelo pontilhado, nos úteros pequenos (acima). Os traçados grossos, nos registros, representam a fase de contração, e os finos, a de relaxamento. Pelo triplo gradiente descendente, as contrações que começam primeiro são mais intensas e têm maior duração nas partes altas do útero do que nas partes baixas.

As contrações são habitualmente indolores até que a sua intensidade ultrapasse 15 mmHg (valor médio para parturientes sem anestésico), isto pode ser observado na Figura 1.6. Essa é a pressão mínima para distender o segmento inferior e a *cérvice*¹⁰ na

¹⁰ *Cérvice*: a parte estreitada de um órgão, do colo uterino.

fase de dilatação ou a vagina e o períneo na fase expulsiva. A duração da dor (60 segundos) é ligeiramente menor que a permanência da onda contrátil, tal qual é percebida pela palpção (REZENDE, 1995) (NEME, 1995). A metrossístole normal, em si, é indolor quando não produz distensão do canal genital – contrações da gravidez, do secundamento e do puerpério. As contrações do secundamento e do puerpério, embora muito intensas, são indolores, porque não distendem o canal do parto.

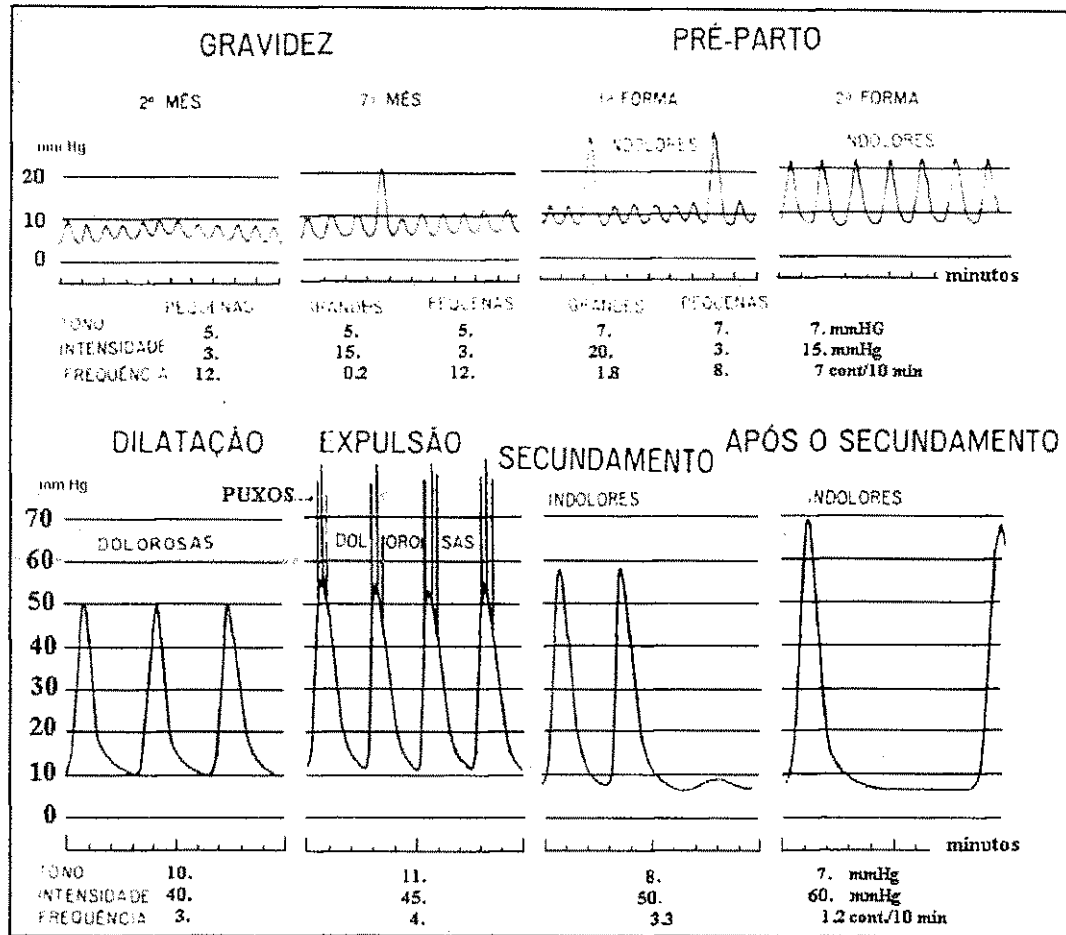


Figura 1.6: A contratilidade uterina no ciclo gestatório e o sintoma da dor (Fonte: Rezende, 1995).

No trabalho de parto normal é necessário que o útero se dilate (abra) para que o feto que se encontra no seu interior possa sair e passar pela vagina. Após o feto passar pelo canal da vagina, o mesmo ainda fica preso à gestante pelo cordão umbilical, o qual está ligado à placenta. Quando o cordão é cortado, normalmente a placenta se desprende do útero e sai naturalmente.

1.5 Repercussões Hemodinâmicas da Contratilidade Uterina nos Organismos Materno e Fetal

1.5.1 No Organismo Materno

Cada metrossístole intensa do parto impulsiona grande quantidade de sangue (300 ml), com significativo aumento do retorno venoso ao coração e, conseqüente acréscimo do volume sistólico cardíaco e da pressão arterial materna (REZENDE, 1995).

A posição da parturiente tem decisiva influência sobre os efeitos circulatórios da contratilidade. Em decúbito dorsal, quando o útero se relaxa, comprimindo a veia cava inferior contra a coluna vertebral, diminui o retorno venoso ao coração, determinando, agora, redução do débito sistólico cardíaco e hipotensão arterial, principalmente da máxima. Ao contrair-se, o útero, a pressão arterial se normaliza, porque cessa o fenômeno compressivo na veia cava inferior, retornando rapidamente ao coração o sangue acumulado nos membros inferiores, na fase de relaxamento uterino. Durante a contração uterina pode ocorrer, ainda, hipotensão femoral, em virtude da compressão da aorta e das artérias.

1.5.2 No organismo do feto

Quando o feto é comprimido pela contração uterina, sofre necessariamente alterações hemodinâmicas¹¹, que se tornam mais acentuadas se a compressão ocorre diretamente no cordão umbilical.

A contração no parto reduz o fluxo de sangue que chega à placenta, pela compressão dos vasos intramiométriais, da aorta e artérias ilíacas (REZENDE, 1995), resultando em anoxia¹² transitória para o feto (HOEM, 2002). Contrações uterinas, que elevam a pressão amniótica a 40 mmHg, exercem tensão intramiométrial de 80 a 120 mmHg, valor cinco vezes superior à pressão sistólica materna.

¹¹ Hemodinâmica: refere-se ao movimento do sangue e dos fatores que neles intervêm.

¹² Anoxia: hipoxia, baixo teor de oxigênio.

Nesse sentido, o registro simultâneo da frequência cardíaca fetal e da contração uterina permite compreender melhor as múltiplas e complexas repercussões da dinâmica uterina no organismo do feto.

1.6 Sofrimento Fetal

Qualquer fator que subitamente interfira nas trocas metabólicas existentes entre o sangue materno e o fetal, e realizadas na placenta, levando o feto a estado transitório, ou permanente de carência de oxigênio, será causa de sofrimento fetal agudo.

A redução nas trocas materno-fetais do tipo agudo é própria do parto, no qual a asfixia decorre da insuficiência nas circulações útero e/ou fetoplacentária.

1.7 Insuficiência Uteroplacentária Aguda

O fluxo de sangue materno que chega aos espaços intervilosos, pelos vasos uteroplacentários, depende, fundamentalmente da relação entre dois fatores:

- pressão arterial média materna, a força que impulsiona o sangue;
- a resistência encontrada pelo sangue nos vasos uteroplacentários, fator inversamente proporcional ao calibre desses vasos, que por sua vez está na dependência do tono vasomotor intrínseco e das contrações uterinas que comprimem extrinsecamente os vasos nutridores da placenta, quando atravessam o miométrio, ou seja, a pressão intramiometrial.

Em dado momento, o fluxo que aflui aos espaços intervilosos é diretamente proporcional à diferença entre a pressão arterial média materna e a pressão intramiometrial (supondo-se constante o tono vasomotor). Este fenômeno pode ser observado na Figura 1.7.

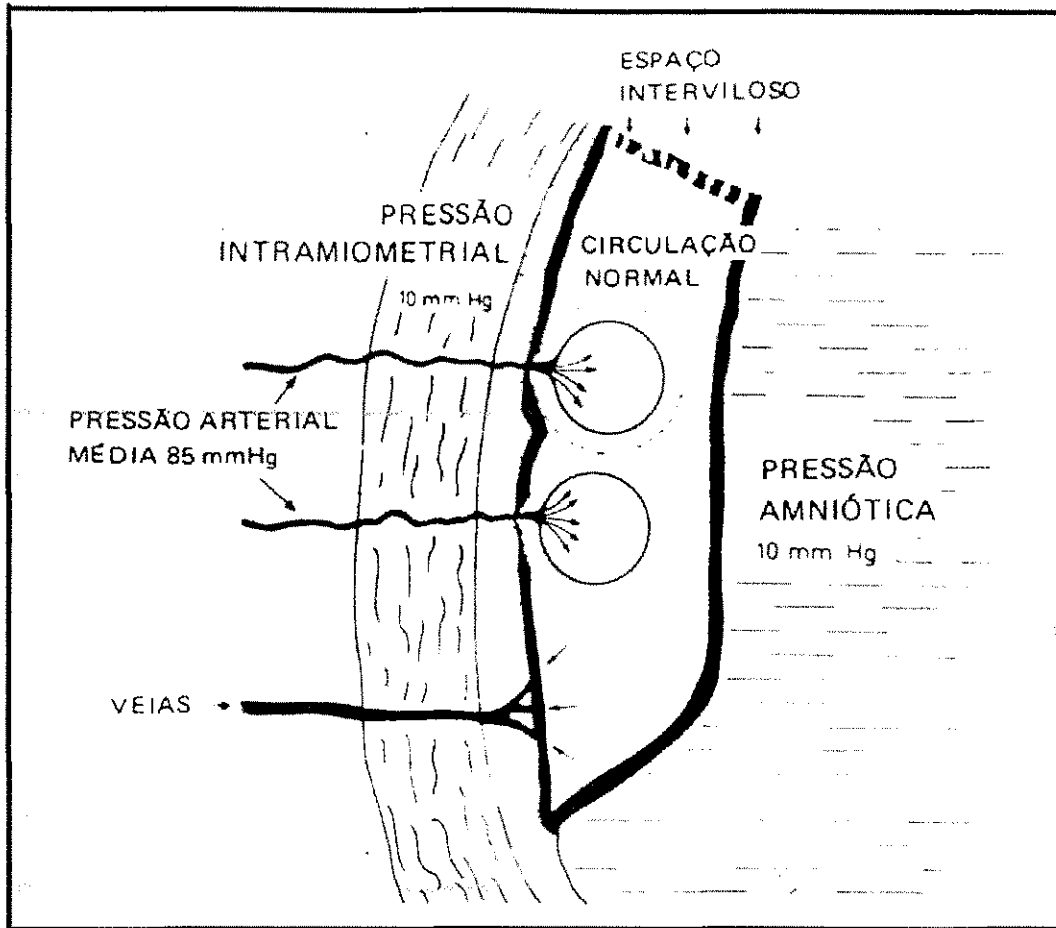


Figura 1.7: Representação esquemática das condições circulatórias quando o útero está relaxado. O sangue flui livremente através do espaço intervilloso (Fonte: Rezende, 1995).

Assim, no vértice da contração uterina normal, a circulação de sangue pelo útero e pela placenta está muito reduzida, às vezes totalmente abolida, conforme se mostra na Figura 1.8. Afortunadamente, na contração fisiológica, essa situação dura poucos segundos; ao relaxar-se o útero, a pressão miométrial vai decrescendo e os vasos, concomitantemente, vão se reabrindo, aumentando assim de modo progressivo o fluxo de sangue. A circulação sanguínea atinge seu máximo durante o relaxamento uterino total, quando unicamente o tono comprime os vasos. A Figura 1.9 apresenta esta informação graficamente.

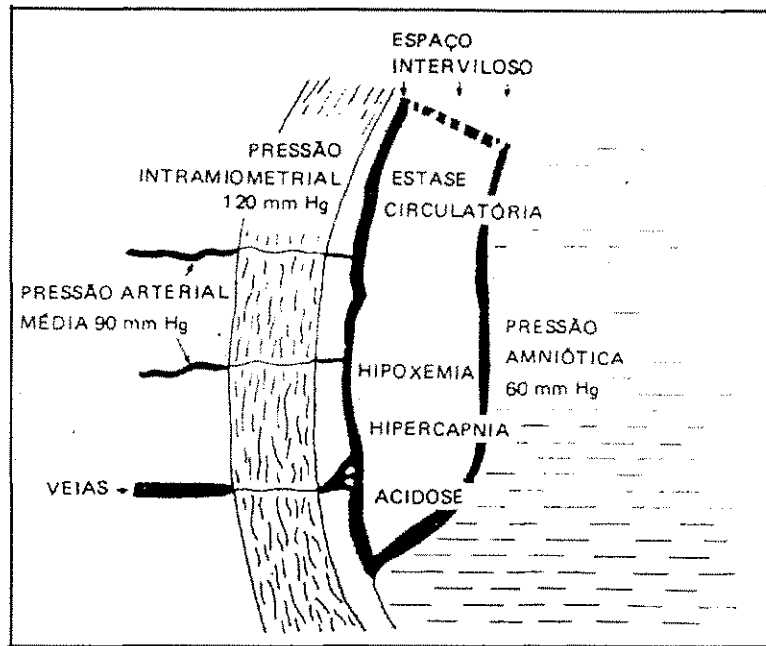


Figura 1.8: Estase¹³ circulatória quando o útero está contraído (Fonte: Rezende, 1995).

A insuficiência uteroplacentária aguda, responsável pela hipoxia fetal no parto, deve-se à redução excessiva do fluxo de sangue materno, que supre os espaços intervilosos, e é determinada pela hiperatividade uterina ou pela hipotensão materna. Essa insuficiência segundo Rezende (1995) pode se dar por:

A Hipersístolia Uterina que pode ser observada na Figura 1.9 B. Em cada contração a pressão intramiométrica ultrapassa, em muito, o valor da pressão arterial média materna (e mesmo da pressão sistólica), pelo que o decréscimo circulatório uteroplacentário é mais acentuado e de maior duração do que se as contrações tivessem intensidade normal.

A Taquissístolia Uterina pode ser observada na Figura 1.9 C, apresenta elevada frequência das contrações, encurta os intervalos entre elas e reduz o tempo de que dispõe o sangue para circular.

A Hipertonia Uterina pode ser observada na Figura 1.9 D, exerce compressão resistente sobre os vasos sanguíneos, o que se mantém entre as contrações e, dessa forma reduz acentuadamente o gasto de sangue pela placenta. É o efeito nas hipertônias autênticas (cessada a contração, existe um tono de 60 mmHg).

¹³ Estase: estagnação, no organismo, de matérias de consistência e de origem diversa, como sangue, urina, fezes, etc.

A Hipotensão Materna pode ser observada na Figura 1.9 E. A hipotensão arterial materna diminui a força que impulsiona o sangue através dos vasos uteroplacentários e permite maior compressão desses vasos e da placenta.

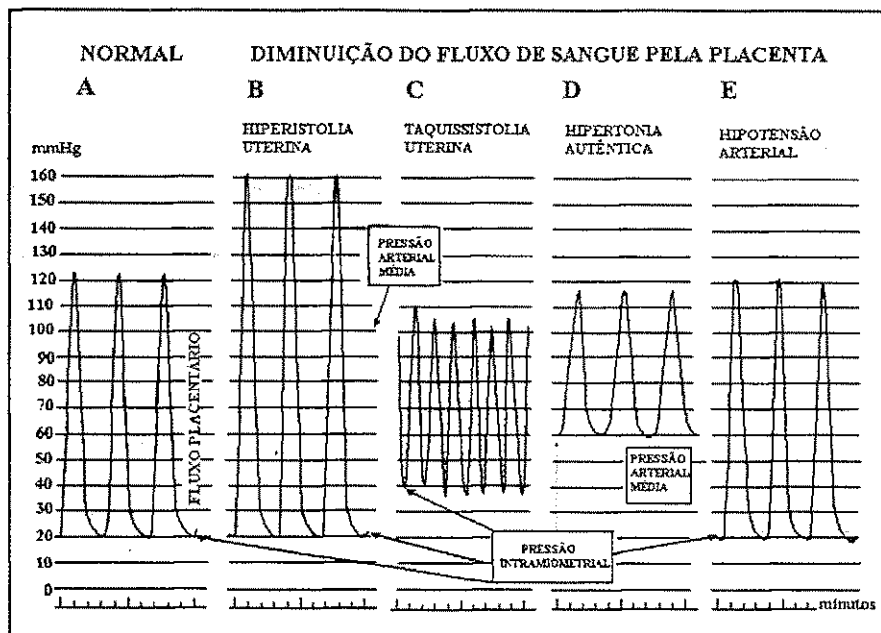


Figura 1.9: Influência das contrações uterinas sobre o fluxo de sangue pelos vasos uteroplacentários. A superfície de área pontilhada ilustra o fluxo de sangue por período de 10 minutos (Fonte: Rezende, 1995).

1.8 Mecanismos Defensivos Fetais

Basicamente são dois os tipos de mecanismo defensivo fetais: alterações cardiovasculares e alterações metabólicas. Em condições de hipoxia aguda a resposta circulatória do feto tem por objetivo manter o fluxo de oxigênio de territórios nobres – coração e cérebro – sem alterar o rendimento cardíaco. Na hipoxia aguda aumentam significativamente o fluxo sanguíneo cerebral e coronariano, enquanto o existente em outros setores (intestinos, rins, músculos, pulmões, pele) exhibe decréscimo (centralização), mantendo-se constante o rendimento cardíaco, com o que se poupa o dispêndio de energia. Em consequência da acentuada redução do fluxo de oxigênio a diversos órgãos, entra em jogo a respiração anaeróbia, via liberação vicariante¹⁴ de energia, na ausência de O₂ (REZENDE, 1995). Persistindo a carência de oxigênio, o processo de respiração anaeróbia, além de liberar pouca energia, leva à acidose, pelo

¹⁴ Vicariante: diz-se de órgão que compensa a insuficiência funcional de outro, ou de função que se processa em lugar de outra.

acúmulo de radicais ácidos. Mostra-se na Figura 1.10 o processo de respiração aeróbia e anaeróbia.

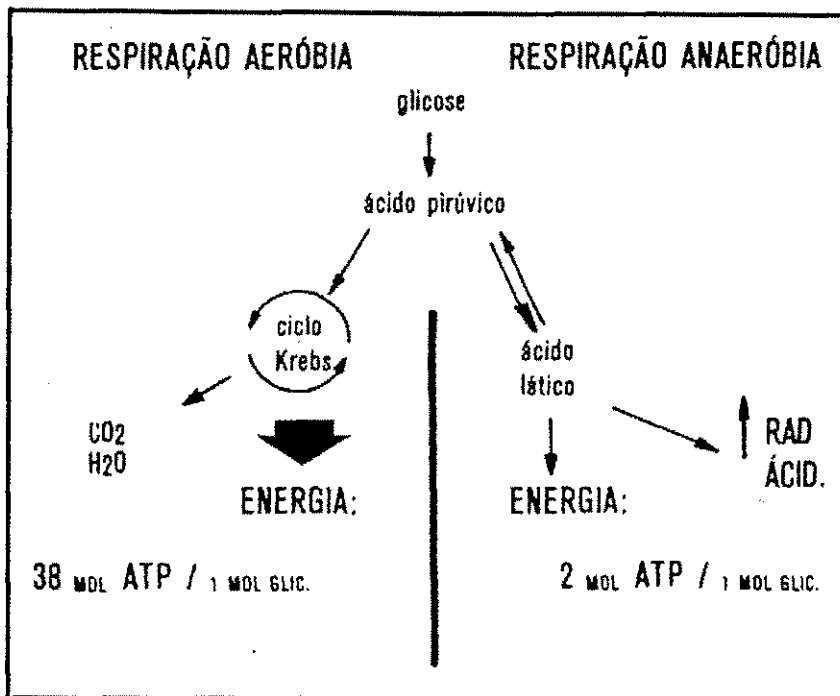


Figura 1.10: Respiração aeróbia e anaeróbia (Fonte: Rezende, 1995).

Com o progredir da hipoxia fetal, superpõe-se o acúmulo de gás carbônico, impondo componente respiratório à acidose. É esse tipo de acidose, além da hipoxia e da hipercapnia¹⁵, que vai construir o "substrato bioquímico" do sofrimento fetal.

Através da centralização que favorece a órgãos vitais como o cérebro e o coração, o feto reduz o consumo total de oxigênio e eleva a acidose anaeróbia. Isso permite ao feto sobreviver períodos moderados (até 30 minutos) de carência de oxigênio sem descompensação do coração e lesão cerebral.

Na vigência das contrações uterinas, há uma interrupção das trocas metabólicas e também uma diminuição da frequência cardíaca fetal (dips ou desacelerações tardias) que poupam o gasto energético armazenado no miocárdio sob forma de oxigênio. As alterações metabólicas e da frequência cardíaca constituem os elementos que servirão ao diagnóstico do sofrimento intraparto, que será descrito mais adiante.

¹⁵ Hipercapnia: excesso de dióxido de carbono no sangue.

1.9 Origem dos Mecanismos Defensivos Fetais

Em condições de hipoxia aguda, a resposta circulatória do feto tem por objetivo manter o fluxo de oxigênio em órgãos nobres, como o coração e o cérebro, sem alterar o rendimento cardíaco.

Os mecanismos defensivos fetais originam-se a partir dos seguintes fenômenos:

- Hiperatividade uterina: especialmente devido à administração intempestiva e imprudente de ocitócitos¹⁶. Porém é espontânea a hiperatividade uterina encontrada no parto obstruído, no descolamento prematuro da placenta, na toxemia¹⁷, e no período expulsivo prolongado.
- Hipotensão Materna: provocada pelas anestésias de condução (raque, peridural etc.), hemorragias, decúbito dorsal (compressão da veia cava inferior e aorta).
- Patologia Funicular: sem subordinação a qualquer dos acidentes acima enumerados, o cordão umbilical pode ser comprimido durante o parto (especialmente após a ruptura das membranas), levando ao sofrimento fetal agudo.
- Parto Prolongado: ocasiona, eventualmente, acidose metabólica materna que acaba por comprometer o feto.
- A Amniorrexe Prematura: favorece o ressecamento do cordão e aumenta a incidência de fenômenos compressivos funiculares, com prejuízo da circulação local, torna-se outra causa da hipoxia do feto, durante o parto.

A gravidez de alto risco acontece com gestantes que, geralmente, já têm históricos comprometedores. Algumas doenças predisõem a mulher a problemas durante a gestação que poderão colocar em risco tanto a sua vida como a do feto. Na Tabela 1.1, são apresentadas algumas causas da gestação de alto risco.

¹⁶ Ocitócito: droga que estimula a contração uterina.

¹⁷ Toxemia: grupo de estados patológicos ligados à gravidez, e que se exteriorizam como pré-eclampsia ou como eclampsia.

Tabela 1.1 Principais causas de gestação de alto risco (REZENDE, 1995).

Pós-maturidade (≥ 42 semanas)
Doença hemolítica perinatal (DHPN)
Toxemia
Hipertensão essencial
Nefropatia (hipertensiva)
Colagenose (doença vascular)
Diabete *
Cardiopatia (cianótica)
Anemia (hemoglobinopatia)
Pneumopatia
Hipertireoidismo
Crescimento intra-uterino retardado (CIR)
História obstétrica de natimorto
Grávida idosa (≥ 40 anos)
Deslocamento prematuro da placenta
Gravidez de gêmeos
Amniorrexe prematura

* Apenas a classe A+ toxemia, hipertensão ou história de natimorto e a diabete insulino-dependente (classe B-R)

1.10 Cardiotocografia

O diagnóstico do sofrimento fetal anterior ao parto é feito através da cardiotocografia (CTG), da microanálise do sangue fetal. É a cardiotocografia o registro contínuo da frequência cardíaca fetal (fcf) instantânea (cardiotocometria), da contratilidade uterina e dos movimentos fetais (MF).

Segundo Rezende (1995), a cardiotocografia anteparto é o melhor método para avaliar a vitalidade fetal. Na gestação utiliza-se a monitorização externa: no ventre da paciente onde é colocado um transdutor (tocodinamômetro), e um cardiotocógrafo registra as contrações e o movimento fetal, enquanto a frequência cardíaca fetal (também por via externa) é obtida pelos procedimentos eletrocardiográficos, fonocardiográficos ou ultra-sônicos, para a avaliação da saúde do feto. O processo mais prático de obtenção da frequência cardíaca fetal ainda é o ultra-sônico.

1.11 Alterações Basais na Frequência Cardíaca Fetal

As alterações basais ocorrem no intervalo das contrações uterinas e estão representadas pela frequência cardíaca fetal basal e pelas oscilações.

Na frequência cardíaca fetal basal a linha de base na qual estão inscritas as variações tocométricas tem o nome de frequência cardíaca fetal basal. Seus limites normais se situam entre 120 bpm e 160 bpm (batimento por minuto), apresentada na Figura 1.11. De acordo com Rezende (1995), aumentos na linha de base que persistam no mínimo, 10 minutos, constituem taquicardia moderada (161 a 180 bpm) ou acentuada (acima de 180 bpm); ao contrário, quedas na frequência cardíaca fetal basal determinam a bradicardia¹⁸ moderada (100 a 119 bpm) ou acentuada (inferior a 100 bpm) (TOTH 2001) (REZENDE, 1995).

É apresentado na Figura 1.11, o traçado da frequência cardíaca fetal, neste traçado podemos notar pequenas irregularidades, que são consideradas normais.

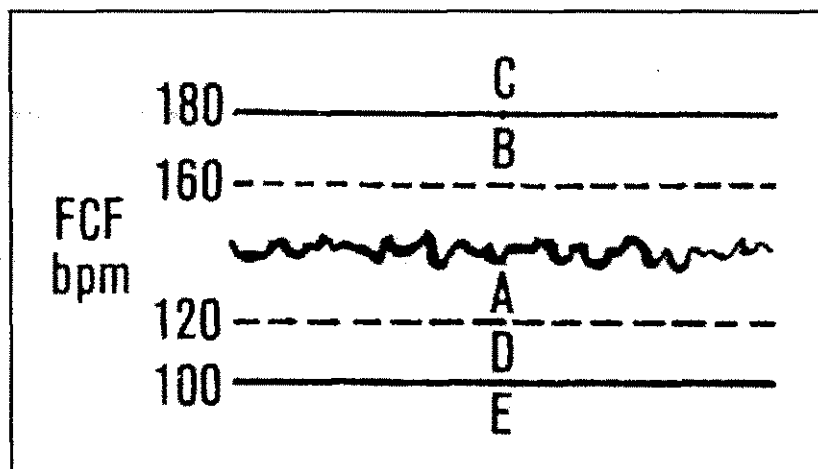


Figura 1.11: Alterações da frequência cardíaca fetal (fcf) basal (por definição duram, no mínimo, 10 minutos). A- Frequência cardíaca fetal (fcf) normal (120 a 160 bpm). B – Taquicardia moderada (161 a 180 bpm). C – Taquicardia acentuada (acima de 180 bpm). D – Bradicardia moderada (100 a 119 bpm). E – Bradicardia acentuada (inferior a 100 bpm) (Fonte: Rezende, 1995).

A linha que inscreve a frequência cardíaca fetal é irregular e representa a diferença entre os intervalos dos batimentos cardíacos. Considera-se um bom indicador da vitalidade fetal, quando a frequência cardíaca fetal apresenta variabilidade dentro da faixa de 120 a 160 bpm.

¹⁸ Bradicardia: redução dos batimentos cardíacos para valores menores que 120 bpm.

A frequência cardíaca fetal apresenta oscilação de curta-duração e oscilação de longa-duração. A oscilação de curta-duração consiste na flutuação decorrente da ligeira diferença entre os intervalos da onda R do eletrocardiograma fetal. A oscilação de longa-duração reflete a amplitude da variação da frequência cardíaca fetal no período de 1 minuto.

1.12 Alterações Transitórias

As alterações transitórias se constituem de alterações de pequena duração (< 10 minutos) e podem ser divididas em periódicas e não-periódicas. As periódicas são conseqüentes à contração uterina e as não-periódicas (ou esporádicas) podem decorrer de vários fatores, tais como movimentação fetal (MF), manipulação vaginal, etc.

As alterações transitórias caracterizadas por subida da frequência cardíaca fetal de no mínimo 15 bpm, são chamadas acelerações. As alterações representadas por quedas na frequência cardíaca fetal são dips ou desacelerações, podendo ser periódicas ou não periódicas, ocorrem associadas às contrações uterinas (periódica) e não têm significado patológico.

Os dips ou desacelerações constituem quedas temporárias da frequência cardíaca fetal. Podem ser classificados também em periódicos e não-periódicos, conseqüentes ou não à contração uterina. Ainda, de acordo com a amplitude da queda, serão divididos em : leve (< 15 bpm), moderado (15 – 45 bpm) e grave (> 45 bpm).

As desacelerações não-periódicos incluem os chamados dips tipo 0, de pequena duração (< 30 segundos), e queda repentina (30 bpm ou mais), existem também os dips não-periódicos prolongados, são de grande duração (2 a 10 minutos), e apresentam queda rápida ou gradual, e lento retorno à linha de base (retorno a faixa de 120 a 180 bpm).

As desacelerações periódicas são as mais importantes do ponto de vista de prognóstico e as mais bem investigadas. Decorrem da contração uterina e podem ser divididas em uniformes e variáveis.

O padrão de desaceleração uniforme da frequência cardíaca fetal (FCF) reflete a forma da contração uterina que lhe deu origem, repetindo-se uniformemente. O dip tardio, ao contrário, tem início máximo de queda e recuperação retardados,

respectivamente, em relação ao início, o pico e fim da contração uterina. Isto pode ser observado nas Figuras 1.12 e 1.13. No presente momento, somente interessa discutir o padrão de desaceleração uniforme.

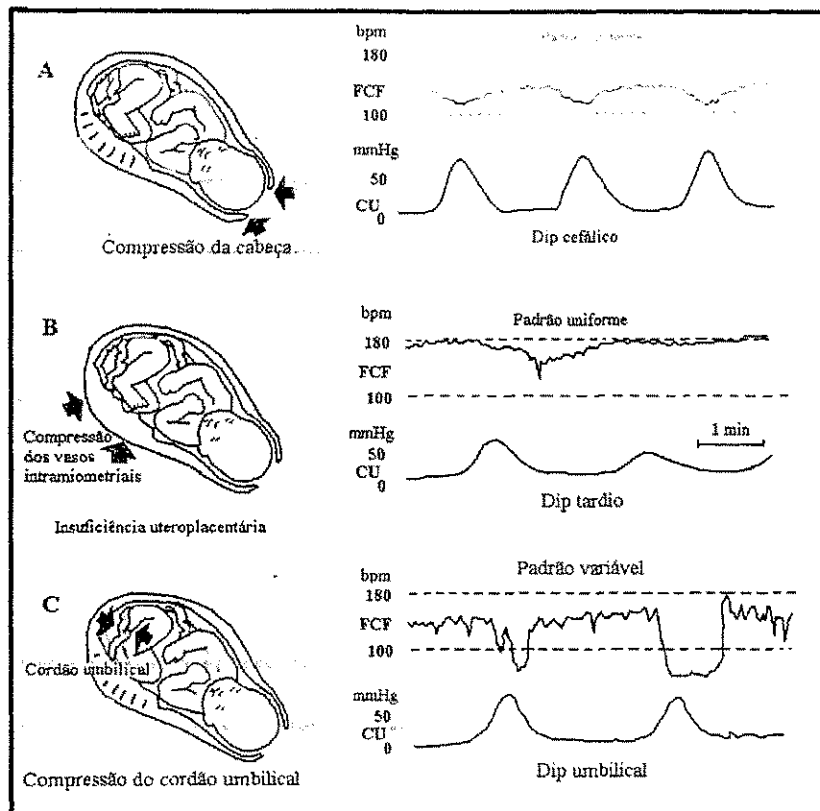


Figura 1.12: Os três tipos de dips. A – Dip cefálico. B – Dip Tardio. C – Dip umbilical (Fonte: Rezende, 1995).

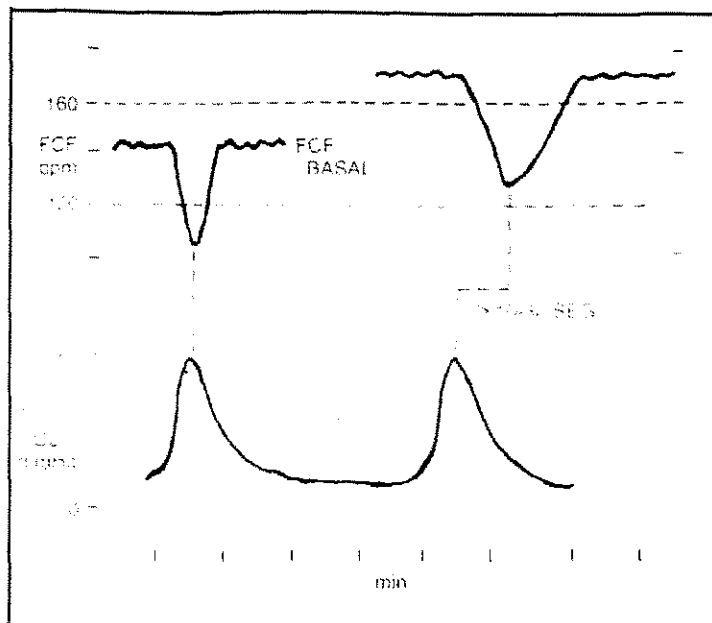


Figura 1.13: Distinção entre dip cefálico e dip tardio através do intervalo entre o fundo do dip e o pico da contração. É o dip tardio aquele com intervalo maior que 10 – 30 segundos (Fonte: Rezende, 1995).

1.13 Variantes dos Padrões da Frequência Cardíaca Fetal

A resposta inicial do feto frente a hipoxia/asfixia é a bradicardia. Ela consiste no distúrbio da desaceleração, que é a alteração transitória, pela sua duração maior que dois minutos (REZENDE, 1995).

A bradicardia prolongada, particularmente abaixo de 100 bpm, denota diminuição progressiva da oxigenação fetal. Frequência cardíaca fetal abaixo de 60 bpm. O feto não mais mantém o débito cardíaco em condições adequadas e assim decresce o fluxo sanguíneo umbilical, agravando a hipoxia. A bradicardia moderada, acima de 100 bpm, usualmente associada à variabilidade normal da frequência cardíaca fetal não causa alarme e representa compressão contínua da cabeça fetal com estímulo do nervo vago.

A taquicardia pode ser vista no período de recuperação de episódios de asfixia fetal. Não está associada à diminuição da variabilidade da linha de base e alterações transitórias (dips tardios) deve estar ligada a causas não-asfíxicas: infecção materna e

fetal, taquiritmias (acima de 240 bpm) que podem levar à insuficiência cardíaca fetal e subsequente hidropisia¹⁹.

De acordo com Rezende (1995) o melhor critério para caracterizar a asfíxia fetal intraparto é a redução ou a perda na variabilidade da linha de base. Esse padrão segue naturalmente à asfíxia, é usualmente precedida de bradicardia, desaceleração tardia. Fetos que se comportam previamente em um padrão normal suportam habitualmente, antes da "descompensação", 30 minutos de desacelerações tardias ou variáveis graves e 10 minutos de bradicardia abaixo de 60 bpm (REZENDE, 1995).

É apresentado na Figura 1.14, um exemplo do registro carditocográfico normal. Já na Figura 1.15, apresenta-se o registro de um caso muito grave de sofrimento fetal, permitindo, portanto, uma melhor compreensão do que já foi discutido.

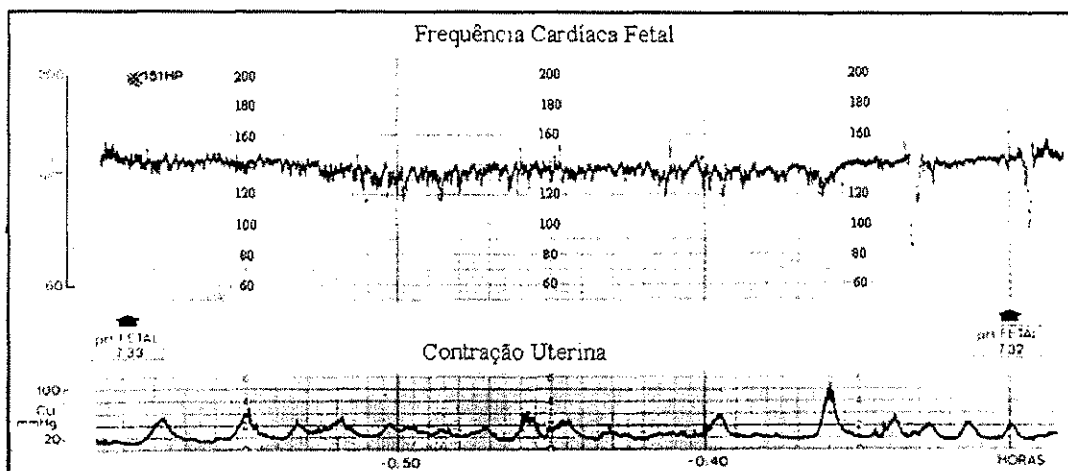


Figura 1.14: Registro carditocográfico normal (Fonte: Rezende, 1995).

Na Figura 1.14, mostra-se o registro da frequência cardíaca e da contração uterina. Pode ser observado que a frequência cardíaca fetal (FCF) basal está dentro do limite fisiológico, e o padrão é do tipo ondulatorio. Duas amostras do sangue capilar fetal, colhidas no intervalo aproximado de 30 minutos, ratificam a boa vitalidade do feto. O recém-nascido apresentou índices de Apgar 8 e 10 (no primeiro minuto e quinto minuto), e os resultados do pH no sangue da veia e da artéria umbilicais foram, respectivamente 7,29 e 7,25.

¹⁹ Hidropisia: Acumulação anormal de líquido seroso em tecidos ou em cavidade do corpo.

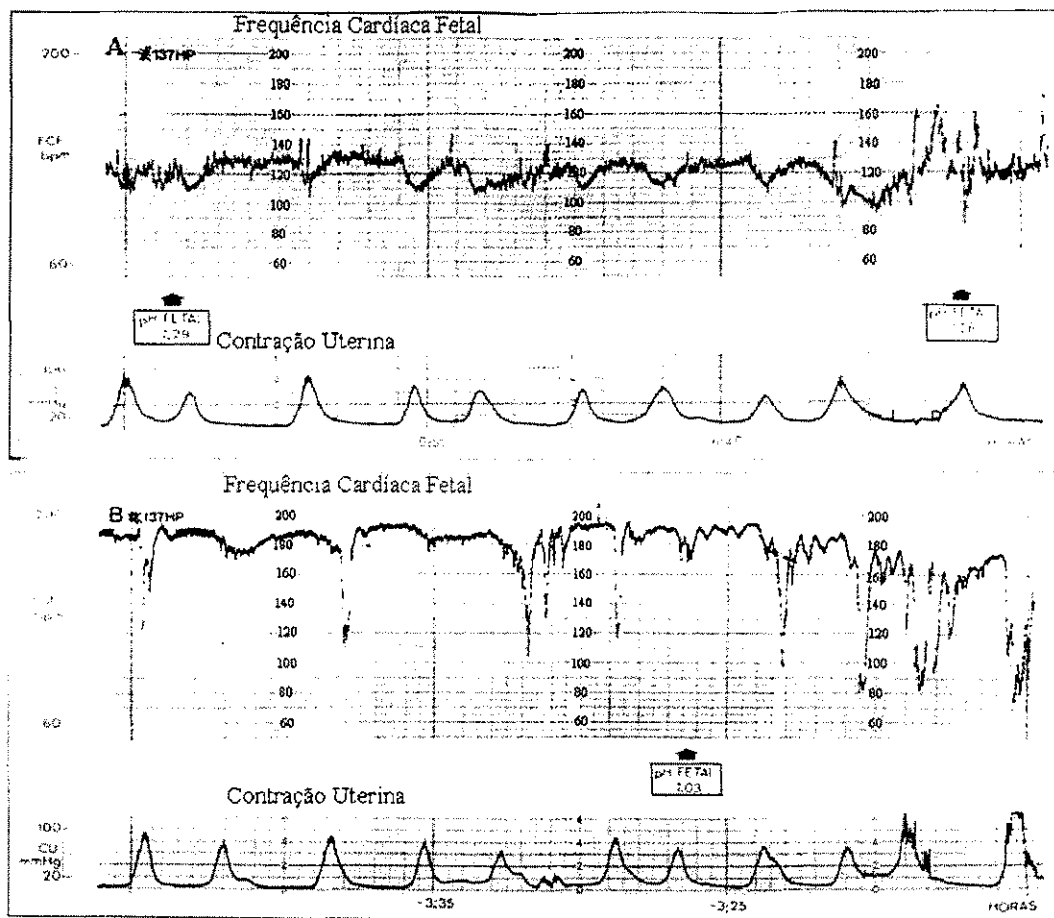


Figura 1.15: Caso muito grave de sofrimento fetal (Fonte: Rezende, 1995).

Mostra-se na Figura 1.15A, o registro da frequência cardíaca fetal no início do parto, é apresentado um traçado normal com desacelerações precoces e dois resultados de pH dentro da faixa fisiológica. Mostra-se na Figura 1.15B, o resultado obtido três horas mais tarde, sem causa aparente, o feto veio a sofrer com taquicardia acentuada, desacelerações profundas, provavelmente umbilicais, e oscilação lisa; o pH, a essa altura, estava bastante acidótico²⁰. O feto nasceu morto, com dupla circular de cordão, apresentando resultados de pH no sangue da veia e da artéria umbilicais de 6,99 e de 6,80.

²⁰ Acidótico: distúrbio resultante de acúmulo de ácido, caracterizado por diminuição do pH sanguíneo

2 – Sensores de Frequência Cardíaca Fetal e Contração Uterina

Neste capítulo, aborda-se o sensor de ultra-som, eletrodo para eletrocardiograma e amplificador mecânico, que podem ser utilizados na medição da frequência cardíaca fetal. Realiza-se uma descrição dos diversos métodos atualmente disponíveis nos sistemas de medição para obtenção da frequência cardíaca fetal. Muitos trabalhos publicados (JEZEWSKI et al, 1995a), (WRÓBEL et al, 1999), (KARLSSON et al, 1996) e (ROUTH, 1996) utilizam a técnica de medição do batimento cardíaco fetal por ultra-som, sendo, portanto, uma tecnologia dominada e que responde adequadamente aos objetivos deste trabalho. Frente às informações apresentadas é escolhido o sensor que mais se adapta ao projeto, levando-se em consideração a obtenção de um sinal que reproduza adequadamente o batimento cardíaco fetal. O sinal obtido do sensor deve apresentar baixo custo e não causar desconforto à gestante nem problemas ao feto.

Para a medição da contração uterina foram utilizados sensores capacitivos de pressão e sensor indutivo de pressão. Nos sensores capacitivo e indutivo de pressão foram realizados ensaios para obter respostas à contração uterina.

2.1 Formas de Monitorizar a Frequência Cardíaca Fetal

Apresentam-se algumas das técnicas que permitem a monitorização da frequência cardíaca fetal.

1. Ausculta;
2. Fonocardiografia;
3. Eletrocardiograma fetal;
4. Monitorização fetal interna (fetal scalp electrode) / cateter de pressão intrauterina;

5. Uso do efeito Doppler com ultra-som.

1. Ausculta

Permite ao médico ouvir o som do batimento cardíaco fetal fazendo uso do estetoscópio de Pinard. O estetoscópio de Pinard é um amplificador acústico mecânico. Não é invasivo, é simples de usar, além de permitir a audição do batimento cardíaco fetal. Este instrumento requer que o profissional seja treinado para ouvir o batimento cardíaco fetal. No entanto, em caso de parto de alto risco ou trabalho de parto induzido, a ausculta não proporciona uma monitorização contínua, que se faz necessária.

Na Figura 2.1, é ilustrada a metodologia de realização de ausculta com o estetoscópio de Pinard.

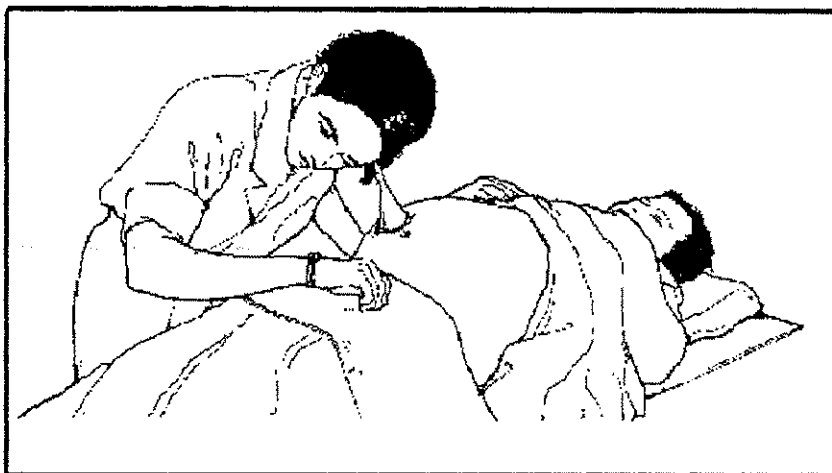


Figura 2.1: Ausculta com estetoscópio de Pinard.

2. Fonocardiografia

O fonotransdutor capta dois sons para cada batimento cardíaco fetal quando colocado no abdômen materno e no foco máximo de ausculta. Um demodulador elimina o segundo som e usa apenas o primeiro para calcular a frequência cardíaca fetal. Dessa forma a monitorização do batimento cardíaco fetal apresenta a qualidade de não necessitar transmitir energia ao feto.

Contudo podemos notar que alguns sinais adquiridos pelo fonotransdutor são considerados ruídos. Descreve-se a seguir os sinais de ruídos que podem estar presente com o batimento cardíaco fetal, são eles:

- a intensidade do sinal do feto, gravado sobre o abdômen da mãe, é baixo quando comparada com a interferência dos sinais originados do batimento cardíaco da mãe, órgãos digestivos, movimentos maternos e fetais, sons do cordão umbilical, placenta, ou ruído ambiental, que podem apresentar amplitude maior que os do batimento cardíaco fetal;
- a intensidade do sinal depende da posição do feto. As contrações do útero da mãe podem auxiliar na explicação desta variação de intensidade. Devido a estas interferências, a amplitude e frequência características da transmissão do batimento do coração do feto, capturado pelo sensor colocado sobre o abdômen da mãe, modificam algumas vezes significativamente o sinal do batimento cardíaco fetal.

3. Eletrocardiograma fetal

Durante o desenvolvimento do feto e no trabalho de parto, seria desejável monitorizar a frequência cardíaca fetal utilizando o eletrocardiograma do feto (FECG – Fetal Electrocardiogram), técnica essa que pode se apresentar como não invasiva (eletrodo abdominal) ou invasiva (cateter de eletrodo intrauterino - scalp). A técnica não invasiva é desejada por eliminar a necessidade de ruptura da membrana que envolve o feto.

O uso dessa técnica, invasiva ou não invasiva, apresenta pouca confiabilidade na observação do eletrocardiograma do feto (FECG) para todo tipo de gestante. A dificuldade cresce porque no sinal analisado é formado pelo eletrocardiograma da mãe (MECG - Maternal Electrocardiogram) e pelo eletrocardiograma do feto (FECG). Faz-se, portanto, necessário separar o ECG (ECG – Electrocardiogram) materno do fetal.

A amplitude do ECG materno é de 2 a 1000 vezes maior que a amplitude do ECG do feto, quando considerado um procedimento não invasivo, ou seja, quando é utilizado eletrodo externo. Quando se utiliza um cateter de eletrodo intrauterino (invasivo) o ECG materno apresenta uma amplitude de 1 (uma) a 10 vezes maior que o ECG do feto. Além das informações já descritas, é importante saber que a amplitude do sinal de ECG do feto é relativamente fraca, possuindo um valor menor do que 5.0 μ V (HEALTHCARE, 1997a).

Um sinal com pequena amplitude do ECG do feto no caso de uma técnica não invasiva, pode ter como causa muitos fenômenos diferentes. Neste estudo destacam-se dois desses fenômenos:

- no trabalho de parto o feto pode realizar movimentos, e o novo posicionamento do feto pode fazer a amplitude do ECG fetal diminuir, pois, inicialmente os eletrodos são colocados para fazer a aquisição do sinal em sua máxima intensidade;
 - idade gestacional;
4. Monitorização fetal interna (fetal scalp electrode) / cateter de pressão intrauterina

Essa técnica consiste na introdução de um cateter na placenta, que fará a monitorização da frequência cardíaca fetal e da atividade da contração uterina. Esse tipo de monitorização normalmente aumenta o risco de prejuízo ao feto e à mãe, uma vez que a perfuração da placenta pelo cateter de pressão intrauterina (IUPC – intrauterine pressure catheter) pode causar infecção para a mãe ou o feto (GONDRY, 1992). Assim a monitorização interna só é recomendada em situações de alto risco para o feto e para a mãe, evitando intervenções desnecessárias.

5. Uso do efeito Doppler com ultra-som

O som é uma vibração mecânica, oscilando na faixa audível pelo ouvido humano, com frequência entre 16 e 20.000 ciclos/segundos, produzida a partir da existência de fontes vibratórias como, por exemplo: cordas vocais, cordas de piano, alto-falante, diapasão, etc. O Ultra-som é a faixa de frequências que compõe as vibrações mecânicas acima de 20.000 ciclos/segundos. A propagação da onda sonora provoca vibrações do meio material, produzindo deflexões longitudinais em relação à direção de propagação do som, com áreas de compressão e rarefação alternadas e periódicas (KODAIRA et al, 2003).

As ondas de ultra-som que são utilizadas em aparatos médicos para monitorização fetal, normalmente utilizam frequências próximas a 2,25 MHz (REZENDE, 1995).

A monitorização da frequência cardíaca fetal usando ultra-som (método não invasivo) é largamente usada, uma vez que não é aconselhado os testes com sensores invasivos diariamente. O monitor de frequência cardíaca fetal por ultra-som usa o sinal Doppler do ultra-som devido ao movimento das válvulas e da parede do coração. Denomina-se efeito Doppler a alteração da frequência notada pelo observador em virtude do movimento relativo de aproximação ou afastamento entre uma fonte de ondas e o observador.

2.2 Sensor para Medição da Frequência Cardíaca Fetal

A monitorização eletrônica do feto durante o trabalho de parto consiste na medição da frequência cardíaca fetal, permitindo assim, a identificação de anormalidade (ex. hipoxia). O equipamento faz o reconhecimento precoce de hipoxia, fazendo sinalização para oferecer alerta ao médico para um problema em potencial e torna possível intervir rapidamente para evitar um dano irreversível ao cérebro do feto, podendo inclusive levá-lo a morte (NELSON, K., 1996). O médico possuindo informação exata da frequência cardíaca fetal, pode determinar o melhor procedimento durante o trabalho de parto.

O uso de sistema de monitorização é indicado quando houver indício de ocorrência de parto prematuro, sensibilidade ao fator Rh, crescimento retardado, complicações médicas associadas com deficiência do útero e placenta (hipertensão, diabete, anemia severa, doença cardíaca, doença renal) e, principalmente em gravidez de alto risco. O desenvolvimento do equipamento de monitorização fetal disponível comercialmente, teve como objetivo inicial atender gestantes com gravidez de alto risco.

O processo de monitorização fetal dá-se pela observação da frequência cardíaca fetal e suas variações durante o trabalho de parto, com particular atenção à alteração na frequência cardíaca fetal quando da ocorrência da contração uterina (CU).

2.3 Monitorização da Frequência Cardíaca Fetal Usando Doppler com Ultra-som

Monitorização da frequência cardíaca fetal pode ser realizada por um sistema não invasivo, usando ultra-som (efeito Doppler) ou direto (invasivo) quando a membrana que envolve o feto encontra-se rompida. Todavia, a monitorização da frequência cardíaca fetal é necessária para determinar as condições do feto, e um sistema não invasivo torna possível sua utilização diariamente.

A ultra-sonografia é uma técnica que também pode apresentar imagem em tempo-real. Ela mostra, não somente a posição instantânea das superfícies (órgãos e estruturas) refletoras, mas também pode ser utilizada para acompanhar o movimento sanguíneo no cordão umbilical.

Durante a gravidez, são usados dois tipos de sensores: o intravaginal (pequeno, colocado dentro da vagina) e o abdominal. O intravaginal é usado geralmente somente no primeiro trimestre da gravidez, para visualização da cavidade cervical, do útero, do embrião e da estrutura pélvica. O abdominal, pode ser usado durante toda a gravidez, porém, é mais usado durante o segundo e terceiro trimestre de gestação. Este último, possibilita uma visão clara do feto e da placenta.

O uso da ultra-sonografia com imagem é aconselhada para:

- Identificar a idade fetal e localização da placenta;
- Determinar o número de fetos;
- Verificar se há problemas com o desenvolvimento do feto;
- Informar os casos em que haja suspeita de morte do feto;
- Informar em caso de suspeita de tumores;
- Informar em caso de sangramento anormal;
- Alertar durante gravidez de alto risco;
- Identificar o sexo do feto;
- Avaliar a tireóide, fígado, cálculo biliar e rim;
- Identificar lesões mamárias;

- Medir a massa pélvica.

A grande vantagem da ultra-sonografia com imagem é a de ser uma importante ferramenta para o diagnóstico e acompanhamento na obstetria. É um procedimento não-invasivo, que possibilita a visualização clara do feto, do ambiente fetal e de suas estruturas. O ultra-som fornece a visualização necessária para se efetuar um diagnóstico preciso.

Na literatura pesquisada nenhuma adversidade clínica foi encontrada no que diz respeito ao risco no uso do ultra-som para medição da frequência cardíaca fetal (DAFT et al, 1990) (REZENDE, 1995).

2.4 Efeito Doppler em Ultra-som Devido ao Movimento da Parede Cardíaca

Pulsos de ultra-som são transmitidos ao corpo colocando um sensor piezelétrico em estreito contato com a pele, usando água ou uma pasta gelatinosa para eliminar o ar. Isto dá um bom acoplamento entre o sensor e a pele, aumentando consideravelmente a transmissão do ultra-som no corpo e do sinal, que retorna ao detector.

O ultra-som transmitido é modulado pelo movimento das válvulas do coração e da parede cardíaca fetal. O sinal do ultra-som modulado que retorna para o sensor (transdutor), é demodulado e amplificado. Na Figura 2.2, mostra-se o caminho percorrido pelo sinal de ultra-som e seu retorno após a modulação, devido ao movimento da parede cardíaca. Este apresenta limitação causada pela medição imprecisa entre os intervalos dos pulsos, bem como devido à aquisição indiscriminada de ruídos (outros sinais, que não são o batimento cardíaco fetal).

A frequência de deslocamento Doppler é dada pela equação 2.1,

$$f_D = 2 \cdot f_o \cdot \frac{v}{c} \cdot \cos\theta \quad (2.1)$$

onde v é a amplitude da velocidade da parede do coração, f_o é a frequência do feixe do ultra-som transmitido, θ é o ângulo entre o eixo do feixe do sinal de ultra-som e o vetor

velocidade da parede do coração, c é o vetor amplitude da velocidade do sinal de som no tecido humano.

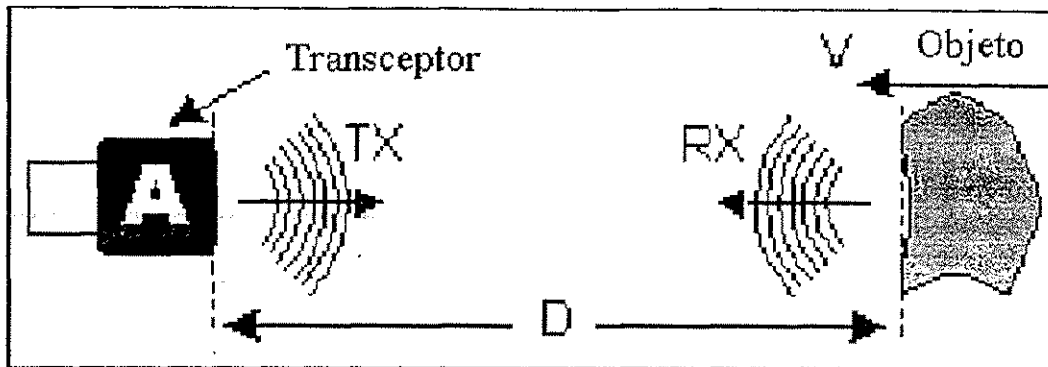


Figura 2.2: Modelo representativo do caminho percorrido pelo sinal de ultra-som e o sinal de retorno ao sensor.

Pelo uso de um filtro passa faixa é possível selecionar frequência de deslocamento Doppler que venham somente devido à fonte de movimento de interesse, a parede cardíaca, que apresenta movimento com velocidade de 5 cm/s a 15 cm/s . Conhecida a velocidade da parede cardíaca do feto e a velocidade de deslocamento do ultra-som no tecido humano é calculada a frequência de deslocamento Doppler usando a equação 2.1 (JEZEWSKI et all, 1995a).

Para calcular a frequência de deslocamento Doppler usando a equação 2.1, as grandezas são:

$$f_0 = 2\text{MHz} \quad \text{e} \quad \theta \cong 0^\circ$$

$$v = 5 \cdot 10^{-2}\text{m/s} \quad \text{ou} \quad v = 15 \cdot 10^{-2}\text{m/s} \quad (\text{velocidade da parede cardíaca})$$

$$c = 1540\text{m/s} \quad \text{dado obtido na tabela 2.1 (velocidade do som no tecido humano)}$$

Apresenta-se na Tabela 2.1, o valor da velocidade do som em alguns meios de propagação.

Tabela 2.1: Velocidade do som em meio biológico.

Material	Velocidade do som (m/s)
Ar	330
Gordura	1450
Água	1480
Média no tecido humano macio	1540
Cérebro	1540
Fígado	1550
Rim	1560
Sangue	1570
Músculo	1580

(MURILLO, 2002).

2.5 Detector de Batimento Cardíaco Fetal

Jezewski et all (1995a), apresentam a idéia de como o sinal do detector de ultra-som (frequência de deslocamento Doppler) deve ser trabalhado para se obter a informação do sinal digitalizado, que está representada na Figura 2.3.

É importante notar que, no trabalho de Jezewski et all (1995a) o sinal de ultra-som apresenta o valor de 2 MHz, e é enviado em pulsos na frequência de 3.12 kHz, com a finalidade de permitir a análise dos sinais de eco para profundidades selecionadas. O sinal de retorno do ultra-som é amplificado e demodulado. Um filtro passa faixa seleciona a frequência de deslocamento Doppler devido ao movimento da parede cardíaca fetal (frequência que apresenta valor de 150 a 350 Hz, conforme dados do artigo de Jezewski). Um filtro *Notch* (*notch filter*) atenua o sinal de 3.12 kHz. O sinal passa por um circuito retificador e um detector de envoltória (que é como um filtro passa-baixas), segue para um detector de pico e a contagem dos pulsos pode ser realizada.

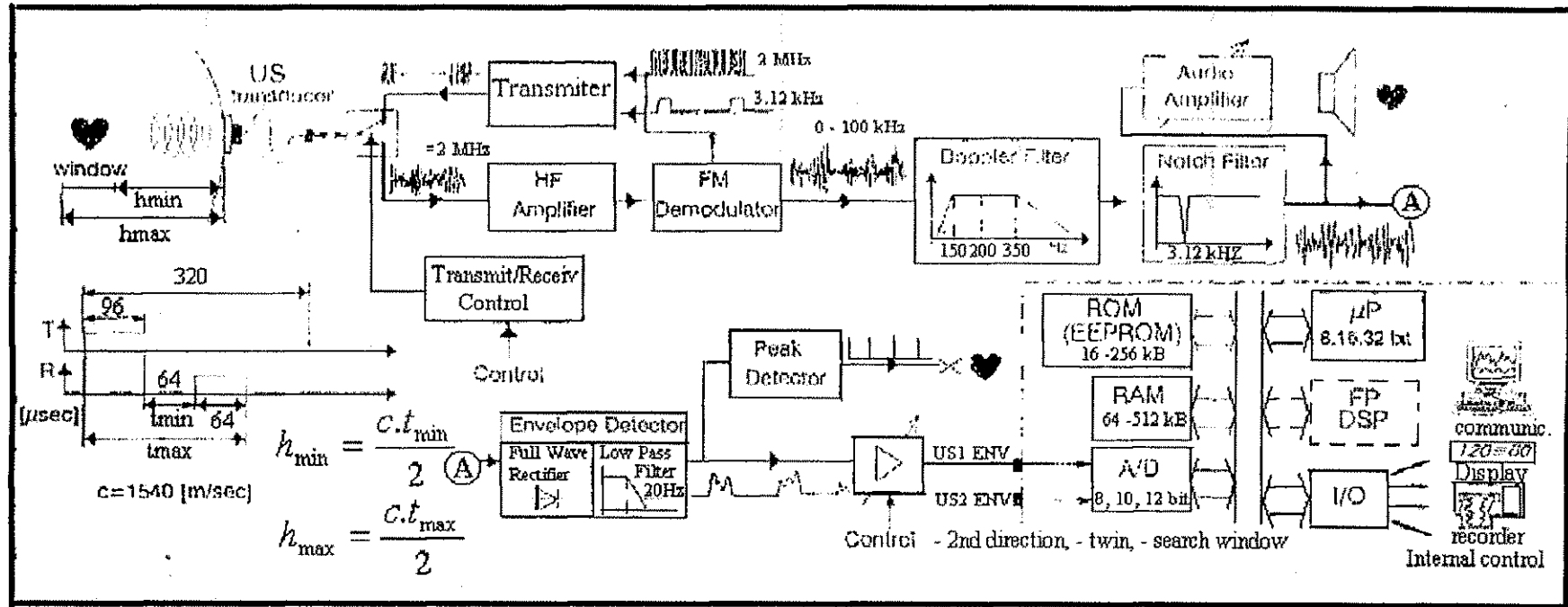


Figura 2.3: Diagrama em blocos dos componentes básicos de um monitor fetal convencional (JEZEWSKI et all, 1995a).

No sistema proposto por Jezewski et al., o sinal de ultra-som é enviado na forma pulsada, a frequência de deslocamento Doppler recebida é tratada em um circuito eletrônico, obtendo como informação um sinal digitalizado da frequência cardíaca fetal e um analógico utilizado por um conversor A/D, para posteriormente ser registrado em uma impressora. A grande vantagem do sistema de monitorização de Jezewski é o uso do microcontrolador para a aquisição da frequência cardíaca fetal, que permite minimizar o efeito dos erros de pulsos duvidosos. Utiliza-se um algoritmo de detecção que está baseado na limitação fisiológica da alteração da frequência cardíaca fetal.

2.6 Sensores para Medição de Contração Uterina

No trabalho de parto as gestantes apresentam contrações uterinas que quanto mais próximas do nascimento do feto, os intervalos de tempo entre estas diminuem.

A contração uterina pode ser monitorada de diferentes maneiras. Algumas delas podem ser realizadas por:

- ~~apalpação~~ que consiste em colocar a mão sobre o abdômen da gestante e observar o enrijecimento da musculatura abdominal, com a finalidade de determinar o intervalo entre contrações. A eficiência deste método é limitada porque a gestante somente identifica 15% de suas contrações;
- medição da pressão intrauterina que é obtida com um cateter introduzido no líquido amniótico. Este método apresenta o valor da pressão intrauterina, mas seu uso é limitado por causa do risco de infecção. Atualmente este é o único método que permite quantificar a atividade uterina com precisão. Mas, obviamente deve ser evitado na gravidez;
- medição externa porque no momento da contração uterina existe um aumento no volume da barriga da gestante, portanto, usando um transdutor posicionado sobre a parede do abdômen e fixo por uma cinta elástica pode-se detectar a contração uterina. Este método desenvolvido para monitorizar o parto é diariamente usado na prática obstétrica porque é inócuo. Apesar de permitir a quantificação da frequência da contração, é limitado por causa da sensibilidade aos movimentos.

O aumento do volume da barriga da gestante durante a contração uterina leva à busca de um sensor que possa capturar essa informação de deslocamento da barriga e transformá-la em um sinal elétrico. O sensor utilizado é um transdutor que deve causar um mínimo ou nenhum desconforto à gestante.

Alguns equipamentos comerciais utilizam como sensor de contração uterina o transformador diferencial linear variável ou transdutor de indutância variável (LVDT - Linear Variable Differential Transformer (Figura 2.4)), o strain gage (Figura 2.5) ou materiais piezelétricos. Eles também possuem uma interface complexa. Esses tipos de sensores são caros, e requerem sistema de calibração. A complexidade destes sensores requer uma sofisticação maior no circuito de calibração (WU et all, 2002).

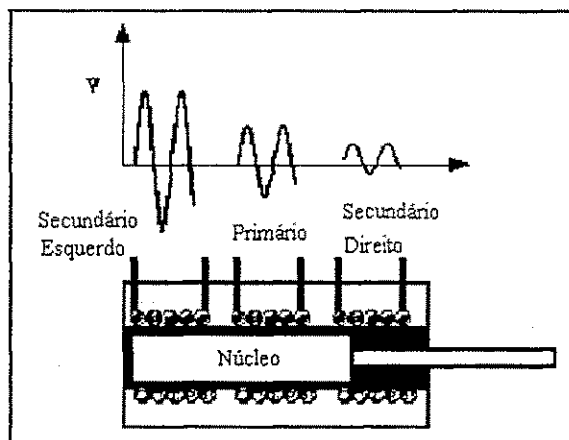


Figura 2.4: Representação em corte de um transformador diferencial linear variável. Os transdutores do tipo LVDT são utilizados no acompanhamento de deslocamentos na ordem de grandeza de alguns centímetros.

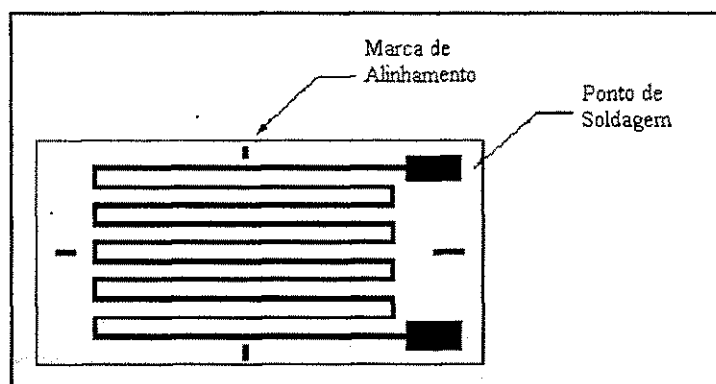


Figura 2.5: Modelo representativo do strain gage (este material pode ser utilizado para medir contração uterina).

2.7 Sensor de Contração Uterina Indutivo

Uma boa solução para o desenvolvimento do monitor de contração uterina foi apresentada por Han-Chang Wu et al, em 2002. Neste artigo faz-se uma apresentação do desenvolvimento de um sensor de contração uterina indutivo e sua utilização em sistemas de monitorização.

O sensor indutivo de pressão desenvolvido pode converter o sinal de pressão da contração uterina na forma de um sinal que tem sua frequência variada de forma proporcional à contração uterina. A frequência do sinal varia quando um núcleo de ferrite penetra em uma bobina, que se apresenta inserida em um circuito oscilador. Este projeto apresenta a vantagem de ser simples, estável, confiável, com baixa potência de dissipação e de baixo custo.

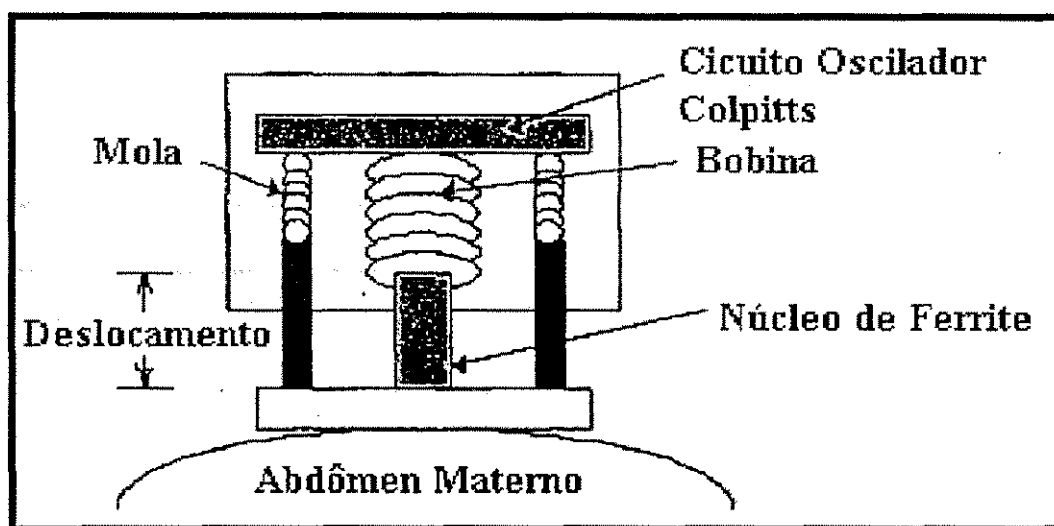


Figura 2.6: Estrutura do sensor de contração uterina proposto por Wu et al.

A estrutura do sensor proposto está ilustrada na Figura 2.6. Contrações uterinas são convertidas em deslocamento vertical do núcleo de ferrite que conforme pode ser observado na Figura 2.6, um aumento no volume do abdômen materno faz o núcleo de ferrite penetrar na bobina. O circuito oscilador Colpitts, então converte o deslocamento em mudança na frequência.

O uso do sensor indutivo foi proposto por Lin em 1997, por não ser sensível à temperatura e somente necessitar de fonte DC. Estas características fazem com que este sensor de contração uterina seja superior ao tradicional (strain gage, LVDT e cerâmica piezelétrica) no que diz respeito à simplicidade e precisão (LINC et al, 1997).

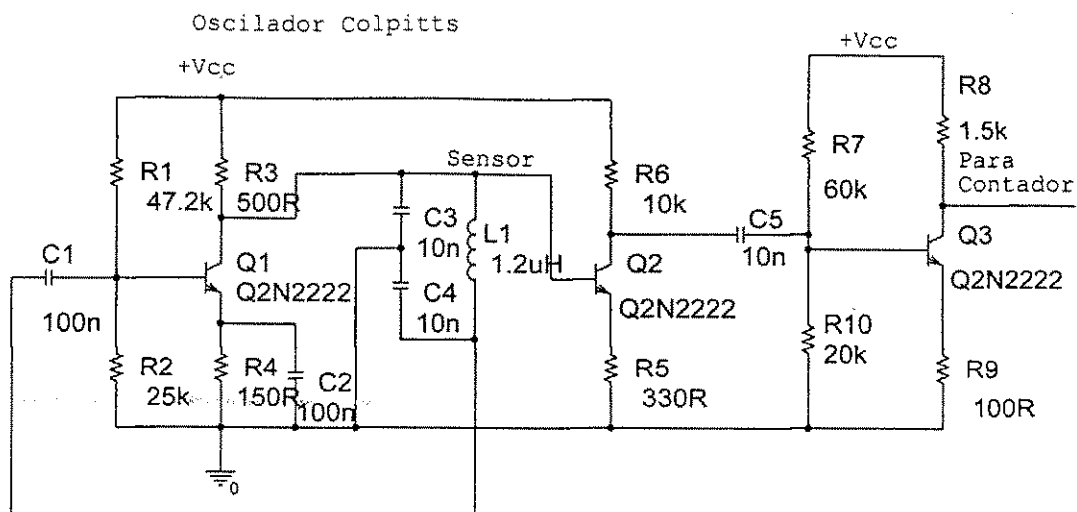


Figura 2.7: Circuito Oscilador Colpitts, com coletor de Q3 oscilando em nível TTL (Wu et al,2002).

Na Figura 2.7 mostra-se o circuito oscilador utilizado por Wu et al. O cálculo da frequência no oscilador pode ser determinada pela equação 2.2 (WU et al, 2002) (LIN et al, 1997a):

$$f = \frac{1}{2\pi \sqrt{L_1 \left(\frac{C_3 C_4}{C_3 + C_4} \right)}} \quad (2.2)$$

2.8 Sistema de Aquisição e Processamento por Microcontrolador

Segundo Wen C. Lin (LINW et al, 1977) o aumento do interesse na obstetria de alto risco tem resultado no desenvolvimento de instrumentação eletrônica e sistemas de computação para monitorização e gravação do eletrocardiograma fetal, taxa de batimento cardíaco fetal e a pressão intrauterina materna durante o trabalho de parto. O sistema proposto por Wen C. Lin tem o objetivo de monitorar e gravar a dilatação cervical, a descida (saída) do feto, a taxa de batimento cardíaco fetal e a contração uterina. Na Figura 2.8 mostra-se o diagrama proposto por Lin et al.

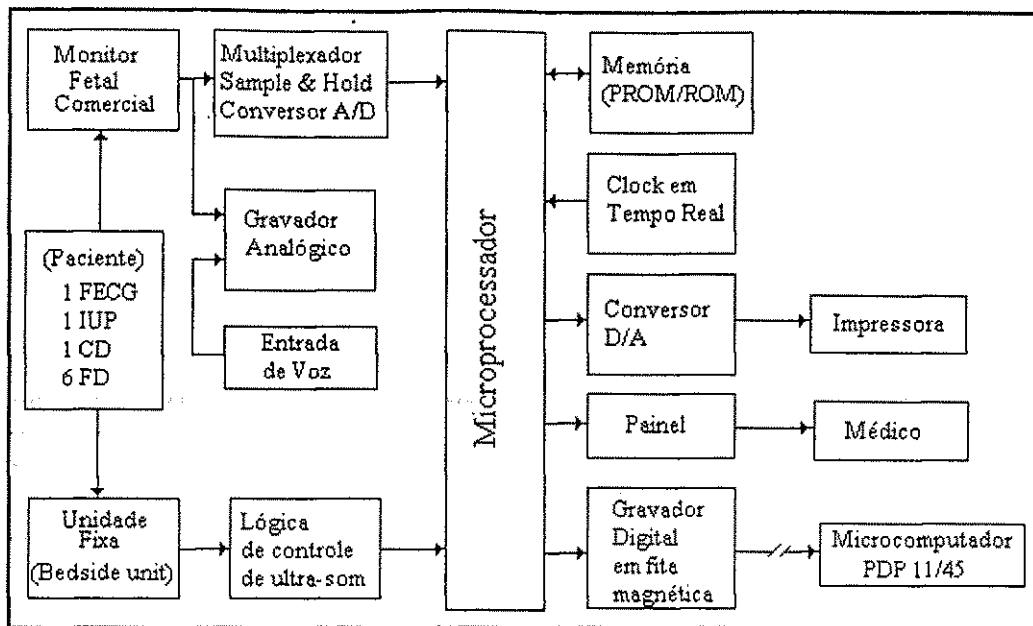


Figura 2.8: Diagrama em bloco funcional do sistema de aquisição de dados usando microprocessador proposto por Lin et al.

Observando a Figura 2.8, percebe-se que a paciente tem monitorização do batimento cardíaco fetal (FECG), da contração uterina (IUP), da dilatação do cervix (CD – cervical dilatation) e a descida do feto (FD – fetal descent). O monitor fetal fica situado ao lado da cama da gestante durante a monitorização. Os dados monitorizados no sistema desenvolvido por Wen C. Lin (LINW et al, 1977) são transferidos para um microcomputador utilizando-se um cabo. A medição da frequência cardíaca fetal e a contração uterina são realizadas por um monitor fetal comercial (Modelo 101B, Corometrics Medical Systems Inc.). A dilatação cervical e a descida fetal são medidas determinando o tempo de trânsito entre transdutores localizados em várias posições na região pélvica.

No trabalho realizado por Taylor et al (1998), foi desenvolvido um sistema de monitorização do batimento cardíaco fetal e da contração uterina, que utiliza a telemetria para transferir os dados monitorizados. Nesse sistema a frequência de operação é de 418 MHz, e realiza compressão de dados e multiplexação por divisão no tempo (TDM), para permitir a operação de até 10 unidades realizando monitorização simultaneamente, operando na mesma frequência e na mesma área. Na Figura 2.9 mostra-se o diagrama de bloco elaborado por Taylor et al (1998), representando como o seu trabalho foi implementado.

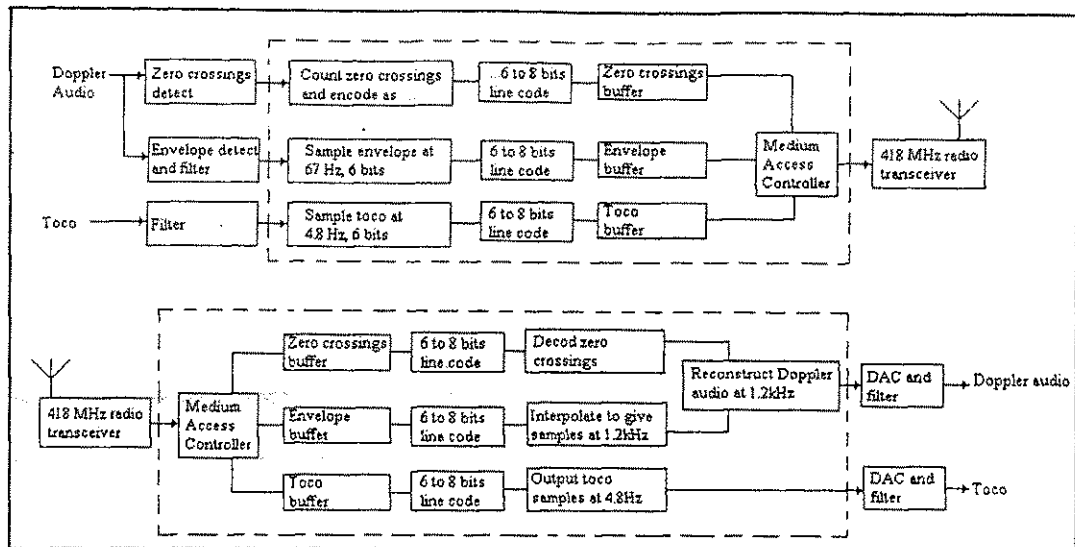


Figura 2.9: Diagrama em bloco do codificador/transmissor, receptor/decodificador (Taylor et all, 1998).

No desenvolvimento do trabalho, Taylor et all (1998) utilizou um protocolo de controle de acesso ao meio, porque havia múltiplos terminais utilizando o mesmo meio de comunicação. Como os rádios transeceptores utilizam a mesma frequência houve a necessidade de realizar multiplexação por divisão no tempo (TDM).

3 – Desenvolvimento do Sistema de Monitorização do Batimento Cardíaco Fetal e Contração Uterina

Neste capítulo, aborda-se o desenvolvimento do circuito de tratamento da frequência de deslocamento Doppler. O sinal da frequência de deslocamento Doppler é digitalizado, para que se possa realizar a contagem do batimento cardíaco fetal, apresentando o resultado da contagem em um mostrador de sete segmentos.

Foram realizados ensaios no sensor de contração uterina capacitivo, para caracterizá-lo, pois este é um sensor comercial, cuja folha de dados encontrava-se indisponível. É apresentado também o desenvolvimento de um sensor indutivo de contração uterina. Ambos os sensores foram avaliados em gestantes e analisado o que melhor se adequou para uso durante o trabalho de parto.

3.1 Sensor da Frequência Cardíaca Fetal

O sistema de monitorização da frequência cardíaca fetal escolhida para este trabalho é um modelo não invasivo. Entre as diversas formas de monitorização, foi escolhida a que utiliza o sensor de ultra-som. Ele emite um feixe direcional, é um sensor não invasivo, apresenta baixo consumo de energia, baixo custo, além de permitir avaliação em tempo real. Portanto, atende à necessidade de projeto e de medição, sem causar constrangimento à gestante e sem riscos ao feto.

As características principais do equipamento desenvolvido nesse trabalho são:

- Baixo custo;
- Método não invasivo;
- Procedimento de fácil manuseio durante o exame;
- Permite avaliação em tempo real.

3.2 Sinal do Batimento Cardíaco

Para ser realizada a aquisição do batimento cardíaco fetal foi adquirido um detector de batimento cardíaco modelo DF-4001, fabricado por MEDPEJ – Indústria e Comércio de Equipamentos Médicos. Este equipamento, conforme descrição da folha de dados, é usado na detecção do fluxo do cordão umbilical e diagnóstico de morte fetal, operando com frequência de 2,2 MHz.

Com a finalidade de realizar testes no detector DF-4001, foram realizadas algumas medições obtendo o batimento cardíaco em um adulto. Na Figura 3.1, mostra-se aquisição do sinal do batimento cardíaco utilizando-se o detector. Na Figura 3.1, mostra-se a escala de amplitude escolhida, bem como a base de tempo, sendo de 50 mV/div e 500ms/div respectivamente.

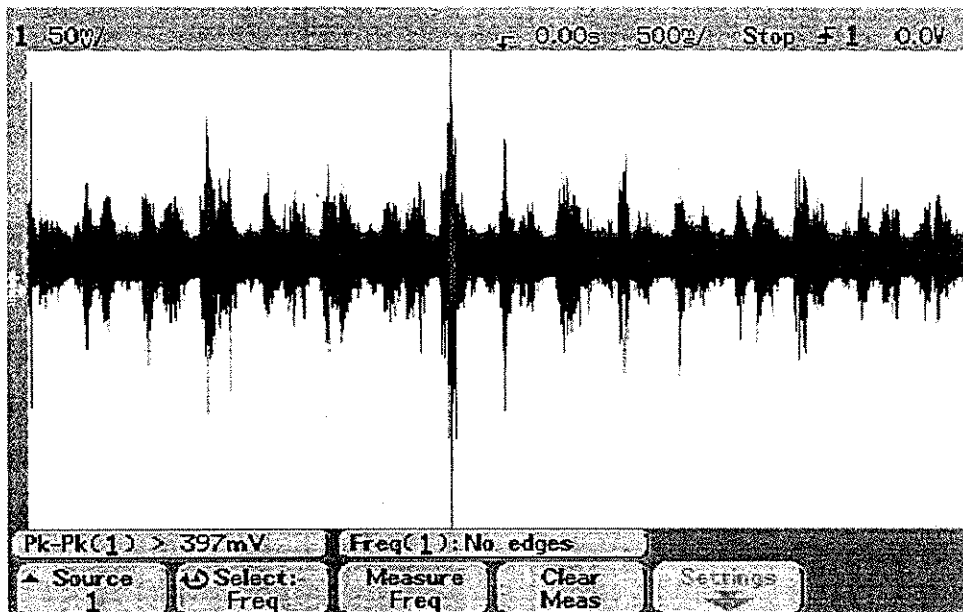


Figura 3.1: Forma do sinal Doppler obtido usando o detector DF4001 (batimento de uma pessoa adulta).

O desenvolvimento de um circuito que permita determinar a frequência cardíaca fetal deve ser realizado em laboratório, porém, existe a necessidade de possuir no ambiente de trabalho o sinal do batimento cardíaco fetal.

Decidiu-se gravar o sinal obtido no detector DF-4001 na forma digital, e a melhor maneira de realizar essa tarefa seria utilizando um computador (notebook). O computador (notebook) a ser utilizado para gravar o sinal de áudio possui o sistema operacional Windows. O formato padrão de gravação de sinais de áudio do Windows é

o wave (teste.wav), e este padrão oferece excelente qualidade de reprodução do áudio. Sua principal desvantagem é o tamanho do arquivo gerado na gravação. Um sinal de áudio de 5 minutos gravado em formato wave ocupa mais de 50 Mb de espaço em disco rígido. Ainda assim, é o formato mais utilizado por produtores profissionais, devido à sua fidelidade na reprodução de sinais de áudio.

Utilizando o conversor analógico digital (de 16 bits) da placa de áudio do notebook, foram gravados alguns arquivos no formato padrão do Windows (wave). No sinal obtido no primeiro teste realizado, foi gravado o batimento cardíaco do coração adulto. O objetivo principal deste teste era verificar a qualidade de reprodução do sinal a ser gravado. Constatou-se visualmente que a reprodução do sinal gravado apresentava a mesma forma do sinal obtido em tempo real. Como a reprodução do arquivo de teste (wave) se apresentava sem mudanças perceptíveis visualmente, ficou decidido passar para a etapa seguinte: gravar o sinal do batimento cardíaco fetal no formato windows (wave).

Sob o acompanhamento do médico plantonista da Maternidade Cândida Vargas, foi gravado o sinal do batimento cardíaco do feto utilizando a placa de áudio de um notebook, que possui internamente um conversor analógico / digital de 16 bits.

O processo de gravação do sinal do batimento cardíaco do feto foi feito em 4 (quatro) gestantes em trabalho de parto. Uma vez gravado o sinal, sua reprodução foi realizada em laboratório, utilizando a mesma placa de áudio, dessa forma foi trabalhado no desenvolvimento do circuito eletrônico de detecção da taxa de batimento cardíaco fetal. O circuito desenvolvido exibe o valor medido em bpm (batimento por minuto) no mostrador de 7 segmentos, bem como a aquisição desse sinal pelo microcontrolador MC68HC11.

Conforme pode ser observado na Figura 3.2, o sinal do batimento cardíaco fetal apresenta uma amplitude de até 100 mVpp. A base de tempo utilizada na medição realizada é de 200 ms/div e a escala de tensão de 50 mV/div.

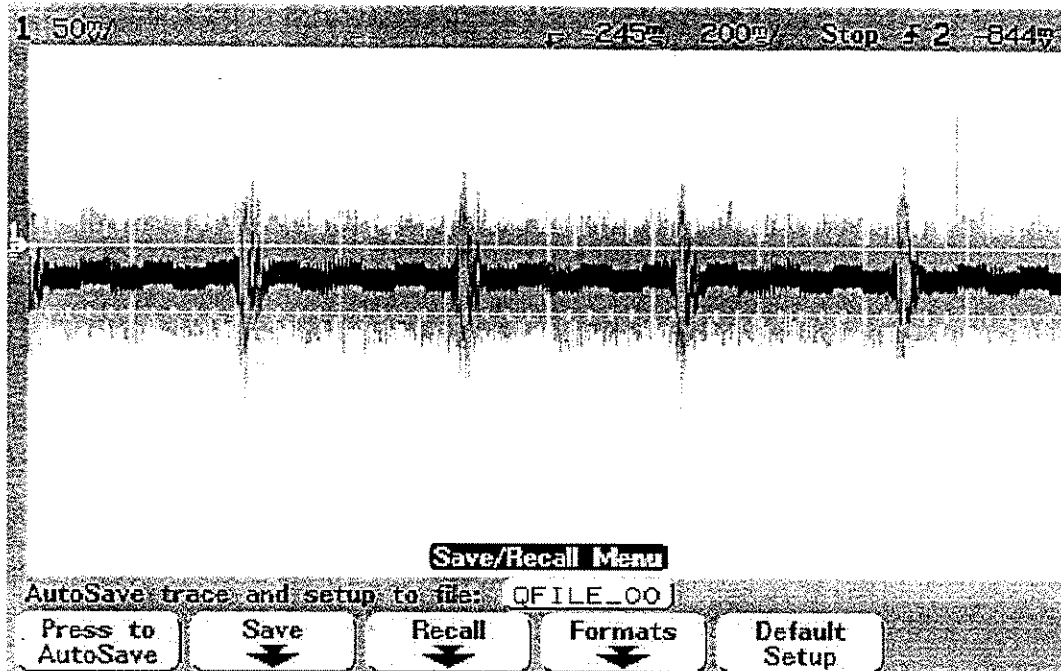


Figura 3.2: Forma do sinal Doppler obtido usando o detector DF4001 (batimento cardíaco do feto).

Pode ser observado na Figura 3.2 que, no sinal do batimento cardíaco fetal, somente o batimento mais forte aparece na mesma. Este fato torna mais fácil a medição do período entre dois pulsos consecutivos. Pode ser realizada a medição do período T do sinal apresentado na Figura 3.2, uma vez conhecido o período do sinal, pode ser determinado a frequência do mesmo, utilizando a equação 3.1:

$$f = \frac{1}{T} \quad 3.1$$

Para ser obtida a taxa do batimento cardíaco (bpm), devem ser contabilizados os pulsos do batimento cardíaco no intervalo de 1 minuto ou no intervalo de 60 segundos. Conhecendo o valor da frequência f , determinada usando a equação 3.1, a frequência de batimento cardíaco em bpm pode ser determinada conforme apresentado na equação 3.2.

$$BPM = f(Hz).60(s) \quad 3.2$$

3.3 Detector de Batimento Cardíaco Fetal

O diagrama em blocos da Figura 3.3 foi elaborado durante o desenvolvimento deste trabalho. Este diagrama em blocos apresenta algumas diferenças quando comparado com diagrama desenvolvido por Jezewski et al. Primeiramente, colocou-se um circuito de controle automático de ganho e o circuito retificador utilizado é de meia onda, dessa forma obteve-se um melhor resultado para digitalização do sinal.

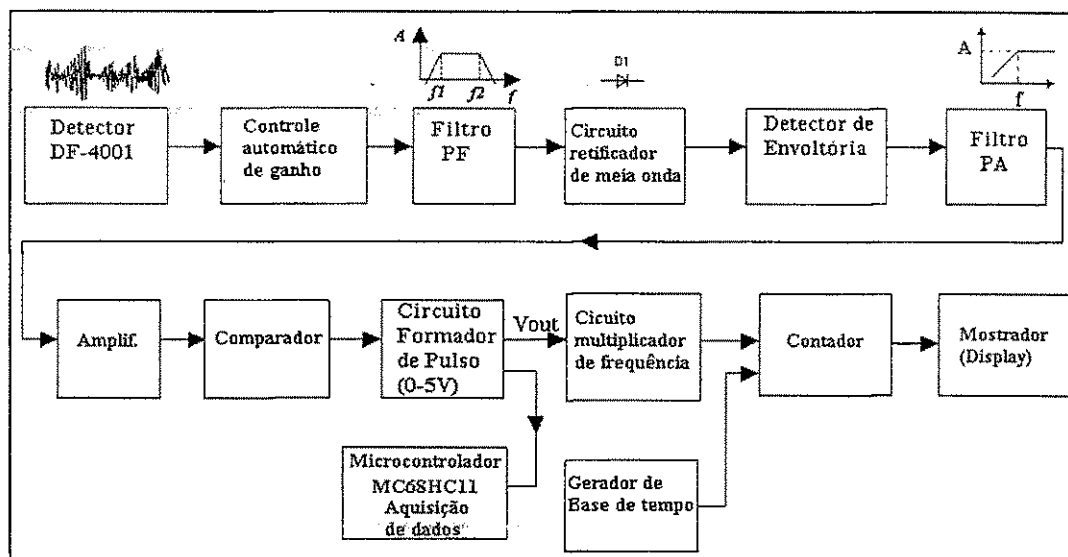


Figura 3.3: Diagrama em blocos do circuito detector de batimento cardíaco fetal.

No presente estudo o valor do batimento cardíaco é apresentado em mostrador de sete segmentos. O sinal de V_{out} também amostrado para o microcontrolador MC68HC11, faz a aquisição do sinal digital dos pulsos cardíacos.

No diagrama em blocos apresentado na Figura 3.3, é mostrado o tratamento dado ao sinal analógico recebido do equipamento detector de ultra-som modelo DF-4001.

O sinal do DF-4001 passa por um circuito a transistor com realimentação e este circuito procura manter a amplitude do sinal sempre constante em determinado nível de amplitude (CAG).

O segundo estágio seleciona a faixa de frequência de deslocamento Doppler. O valor da frequência de deslocamento Doppler apresenta o valor de 136 a 409 Hz, sendo, portanto, utilizado um filtro passa faixa. O projeto do filtro utilizado foi desenvolvido com o auxílio do *software* produzido por Nuhertz Technologies (www.nuhertz.com) e

as frequências de corte foram definidas em 140 Hz (frequência de corte inferior) e 400 Hz (frequência de corte superior).

O filtro passa faixa é simulado utilizando o *software* Electronics Workbench, e o resultado dessa simulação está apresentado na Figura 3.4.

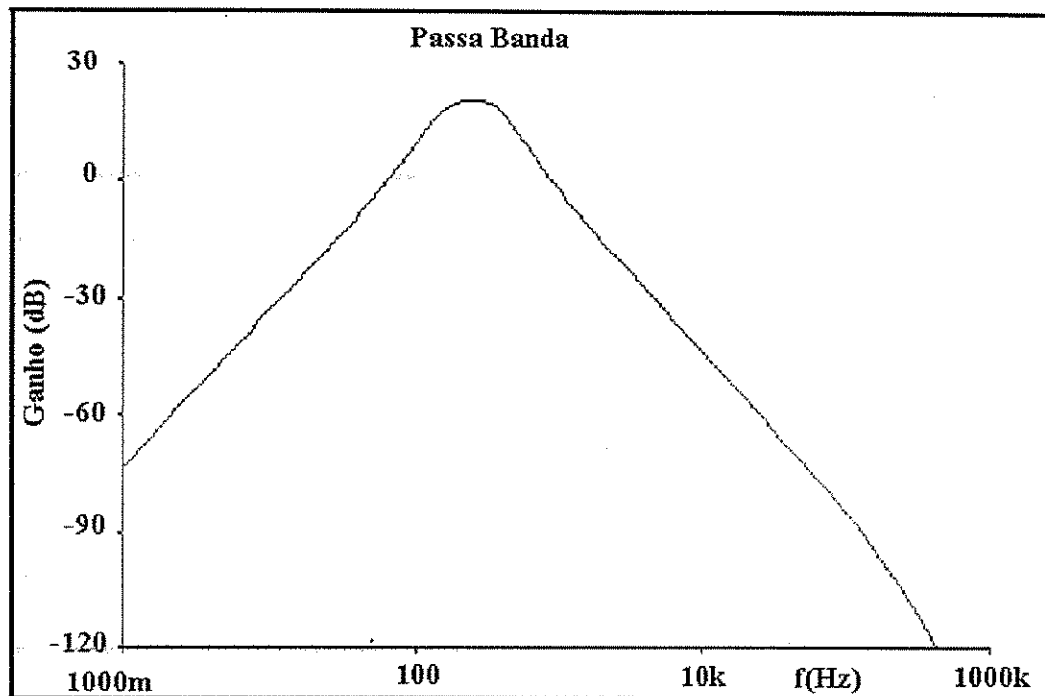


Figura 3.4: Resultado da simulação do filtro passa faixa Butterworth.

A saída do sinal do filtro passa faixa segue para um circuito retificador de meia onda e segue para um detector de envoltória. Em seguida, o sinal passa por um novo filtro, agora um passa alta, por um amplificador, um comparador e, finalmente por um circuito formador de pulso digital (0 – 5V) (Figura 3.3).

O sinal do circuito formador de pulso se apresenta com um valor entre 0 e 5V e este sinal passa por um circuito multiplicador de frequência (x100) e segue para um circuito contador apresentando a informação do batimento cardíaco fetal em mostrador de sete segmentos (display).

O oscilador gera pulsos, que possibilita ao circuito contador um sinal quadrado com um período T de 1,2 segundos (com ciclo de trabalho de 50%). A apresentação da contagem dos pulsos é feita no mostrador (display) a cada intervalo de 1,2 segundos. O intervalo de tempo usado para amostragem do contador é de 0,6 segundos.

A frequência do batimento cardíaco fetal é baixa (1 a 4 Hz), fazendo um multiplicador de frequência com fator 100, reduziremos na mesma proporção o período de amostragem desse sinal, apresentando no mostrador o valor da medição em bpm.

3.4 Tratamento do Sinal de Batimento Cardíaco Obtido em um Detector Fetal Comercial

O circuito apresentado na Figura 3.5, representa parte do projeto que deverá ser aqui analisado. O conector J1 é à entrada de alimentação do circuito.

O sinal do detector fetal DF-4001 é ligado ao circuito no conector J2. Este sinal passa por um amplificador operacional de ganho ajustável, com o potenciômetro apresentando valor inicial de $1k\Omega$, tendo por finalidade evitar carregar o circuito do DF-4001; o sinal prossegue por dois estágios amplificador a transistor com realimentação negativa, com o objetivo de manter a amplitude do sinal o mais estável possível (CAG).

O sinal de saída do circuito da Figura 3.5 (Vo1) está ligado ao circuito da Figura 3.6. O sinal Vo1 passa por um filtro passa faixa que tem por função selecionar somente a faixa de frequência de deslocamento Doppler (140 a 400 Hz), que se refere ao movimento da parede cardíaca do feto.

Logo após a filtragem, o sinal passa por um retificador de meia onda, um detector de envoltória, um filtro passa alta e um estágio amplificador.

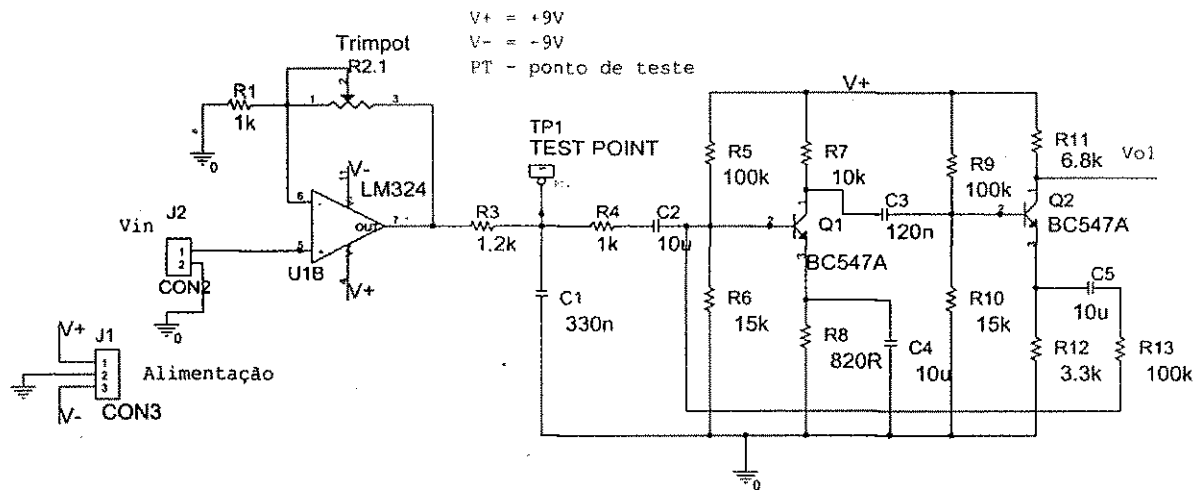


Figura 3.5 : Estágio de recepção e amplificação do sinal do DF-4001.

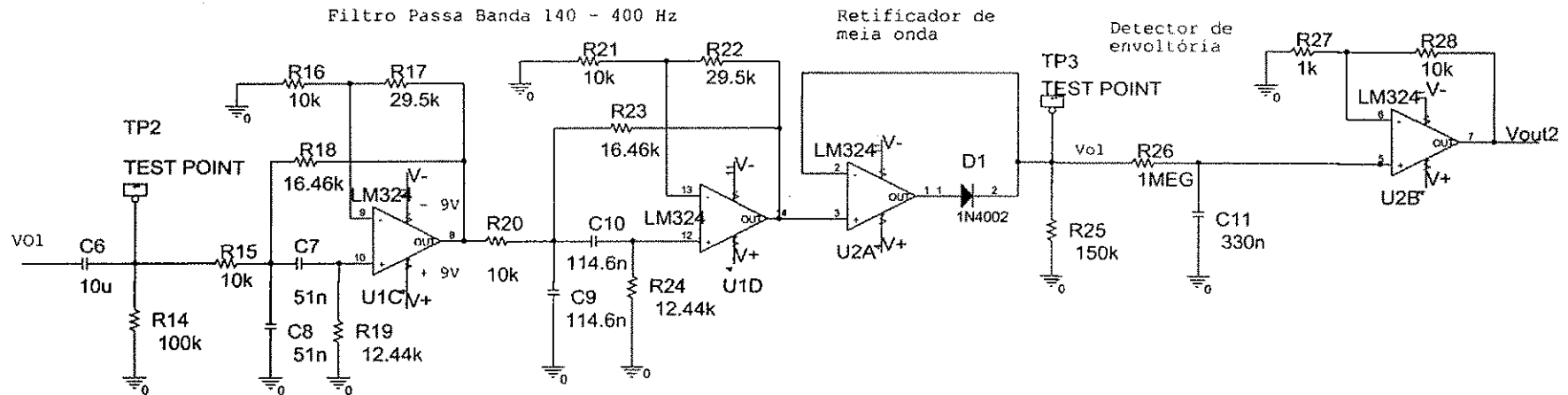


Figura 3.6 : Estágio de filtragem, retificação e detecção de envoltória.

No circuito da Figura 3.7 o sinal V_{out2} passa por um detector de pico ativo com um ganho de 4.4, com esse circuito foi possível reduzir os ruídos presentes no sinal. O amplificador operacional U3B executa a função de um comparador. A saída do sinal do amplificador operacional U3B é retificada por D3 para retirar a informação negativa, sem interesse no desenvolvimento projeto.

O circuito da Figura 3.8 tem por objetivo, manter o sinal de informação do batimento cardíaco fetal com um nível entre 0 e 5V (sinal digital). Este circuito apresenta amplificadores operacionais que fazem a identificação do batimento cardíaco com a borda de transição de subida do pulso. O diodo emissor de luz D4 é colocado com a finalidade de indicar, de forma visual, a veracidade da leitura. A leitura no mostrador estará correta quando o diodo D4 estiver piscando com período constante.

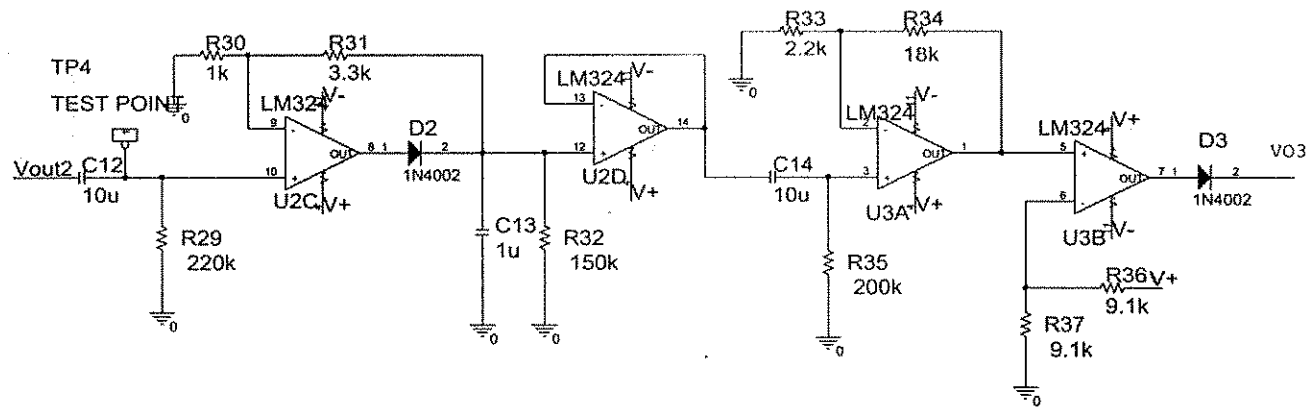


Figura 3.7 : Estágio de amplificação e retificação.

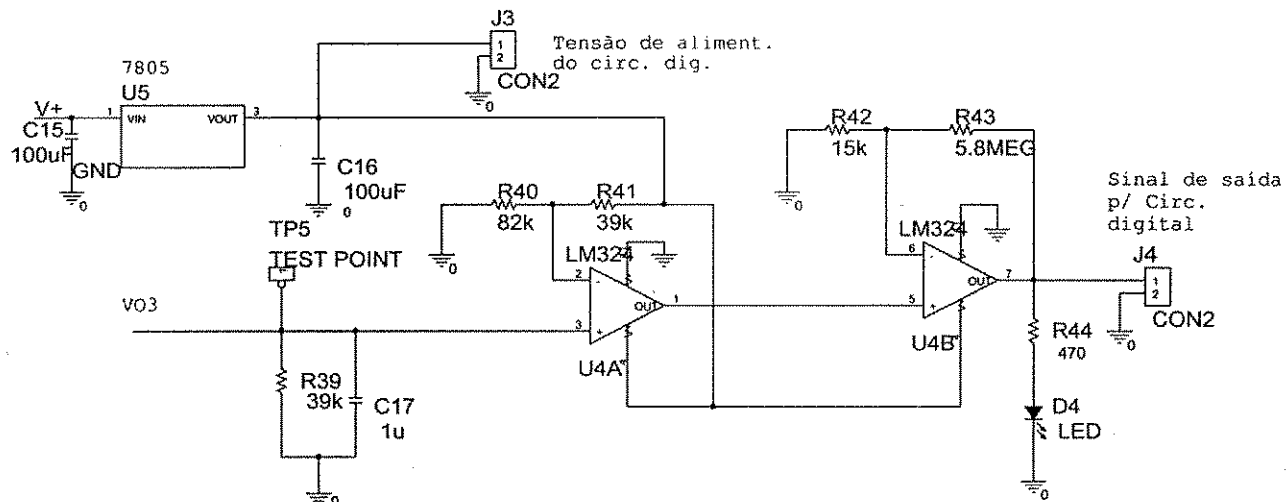


Figura 3.8 : Estágio de digitalização do sinal do batimento cardíaco, apresentando os valores de 0 e 5V.

3.5 Multiplicador de Frequência

A contagem do batimento cardíaco fetal é realizada no intervalo de 60 segundos, portanto, o resultado dessa medição é apresentado em batimento por minuto (bpm). Esse tempo é muito longo para que os médicos possam realizar uma ação preventiva caso ocorra alguma anormalidade com o feto. Portanto, essa contagem de pulsos pode ser realizada de duas maneiras: usando um multiplicador de frequência ou através da medição do período, usando o relógio do microcontrolador.

Para realizar a medição do batimento cardíaco fetal usando um intervalo de tempo menor que 1 minuto, deve ser utilizado um circuito multiplicador de frequência. Por exemplo: usando um fator de multiplicação de 100, a base de tempo será reduzida pelo mesmo fator, ou seja, a base de tempo que era de 60 segundos passa a ser de 0,6 segundos. No caso específico da medição do batimento cardíaco fetal, sabe-se que a frequência apresenta valores de 1 a 4 Hz. Quando esse sinal passa em um circuito multiplicador com fator 100, na saída do circuito haveria um sinal com frequência de 100 a 400 Hz, como o tempo de amostragem no contador está reduzido em 100 vezes e apresenta o valor de 0,6 s, a taxa em batimentos por minuto apresentaria o valor de 60 a 240 bpm.

Para realizar a medição da taxa de batimento cardíaco fetal que possui frequência na faixa de 1 a 4 Hz, faz-se com que o sinal digital do batimento cardíaco fetal (J4 na Figura 3.8) seja operacionalizado por um circuito multiplicador de frequência.

O sinal do batimento cardíaco fetal passa por uma malha de captura de fase (PLL - *phase locked loop*). A PLL do CI 4046 na Figura 3.9, apresenta internamente dois comparadores de fase e um oscilador controlado por tensão (VCO). Onde o comparador de fase 1, é uma porta OR-EXCLUSIVO (que é usada como um comparador). A sua saída apresenta um valor médio proporcional à defasagem dos sinais de entrada, que pode variar entre 0° e 180°. O comparador de fase 2 é um comparador de frequência implementado com uma máquina de estados. Uma das características deste comparador é manter a defasagem dos sinais de entrada do comparador 2 sempre em 0°.

Ao circuito integrado 4046 é acrescentada uma malha de realimentação (da PLL), com um divisor de frequência por 100, que é implementada utilizando dois CI's CD4518B. Sendo assim, o sinal obtido (pino 4) apresenta-se com uma frequência 100 vezes maior que o sinal de entrada.

O sinal que chega no conector J1 na Figura 3.9, é disponibilizado para o circuito em malha de captura de fase (PLL), que está configurado para operar como multiplicador de frequência, vezes 100, no sinal da frequência cardíaca fetal.

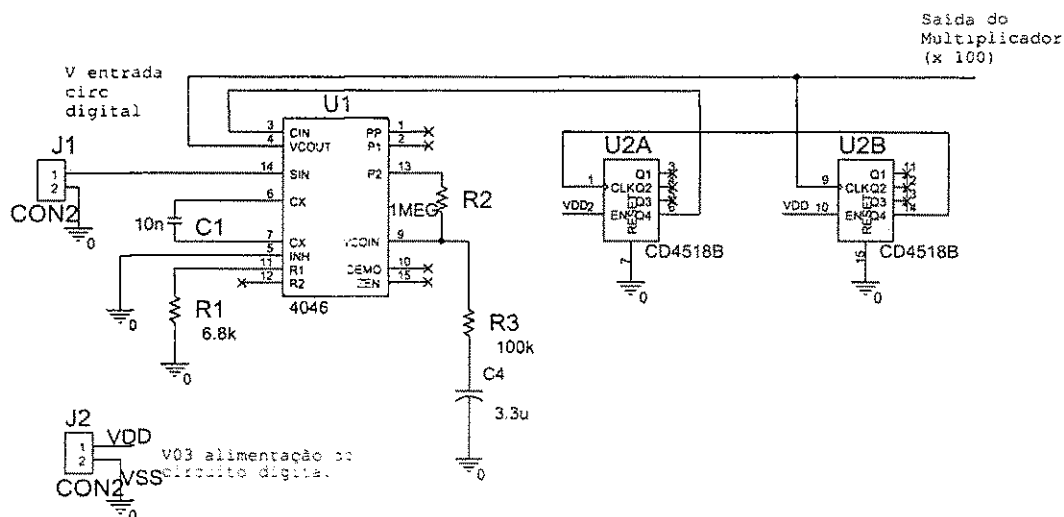


Figura 3.9: Circuito multiplicador de frequência.

3.6 Temporizador 555

O temporizador com o circuito integrado 555 tem a finalidade de gerar pulsos com um período T fixo. Os temporizadores 555 podem operar com tensões de alimentação que variam de 4,5V a 18V. A amplitude do pulso de saída corresponde à tensão de alimentação usada. O CI 555, tem durações de pulso estáveis em relação à temperatura e que geralmente variam somente 0,005% a cada grau Celsius. Além disso, é estável em relação às variações na tensão de alimentação, sendo que para uma variação de 1 volt temos uma variação de 0.1% na largura de pulso (LALOND, 1999).

As durações do pulso para o temporizador 555, podem variar de 10 μ s a 100 s. Esse circuito integrado está ligado como multivibrador astável, conforme é mostrado na Figura 3.10, dessa forma o multivibrador gera pulsos com período de 120 ms, portanto, em TP2 (ponto de medição) tem-se pulsos com período de 0,6 segundos (5 vezes 120 ms), garantindo que o período do sinal em TP2 é de 1,2 s, com um ciclo de trabalho de 50%.

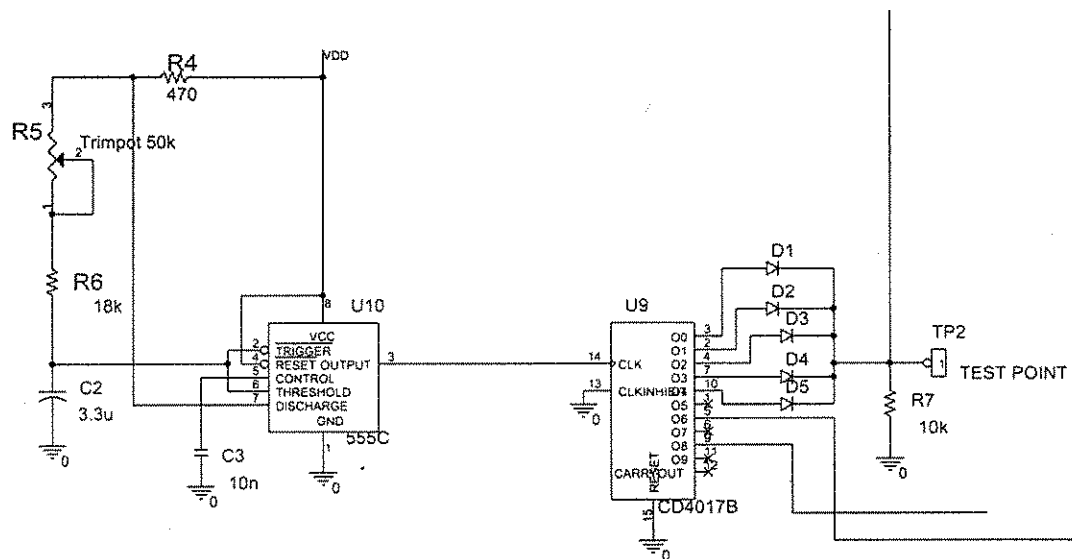


Figura 3.10: Temporizador 555 ajustado para um período de 120 ms.

3.7 Contagem e Amostragem do Batimento Cardíaco Fetal

O circuito contador (CI 4511), efetua a contagem dos pulsos do batimento cardíaco no intervalo de tempo de 0,6 segundos e apresenta o valor em mostrador de sete segmentos. É importante observar que a apresentação de uma nova medição é feita a cada 1,2 segundos. Mostra-se na Figura 3.11 o circuito contador, decodificador e mostrador de sete segmentos.

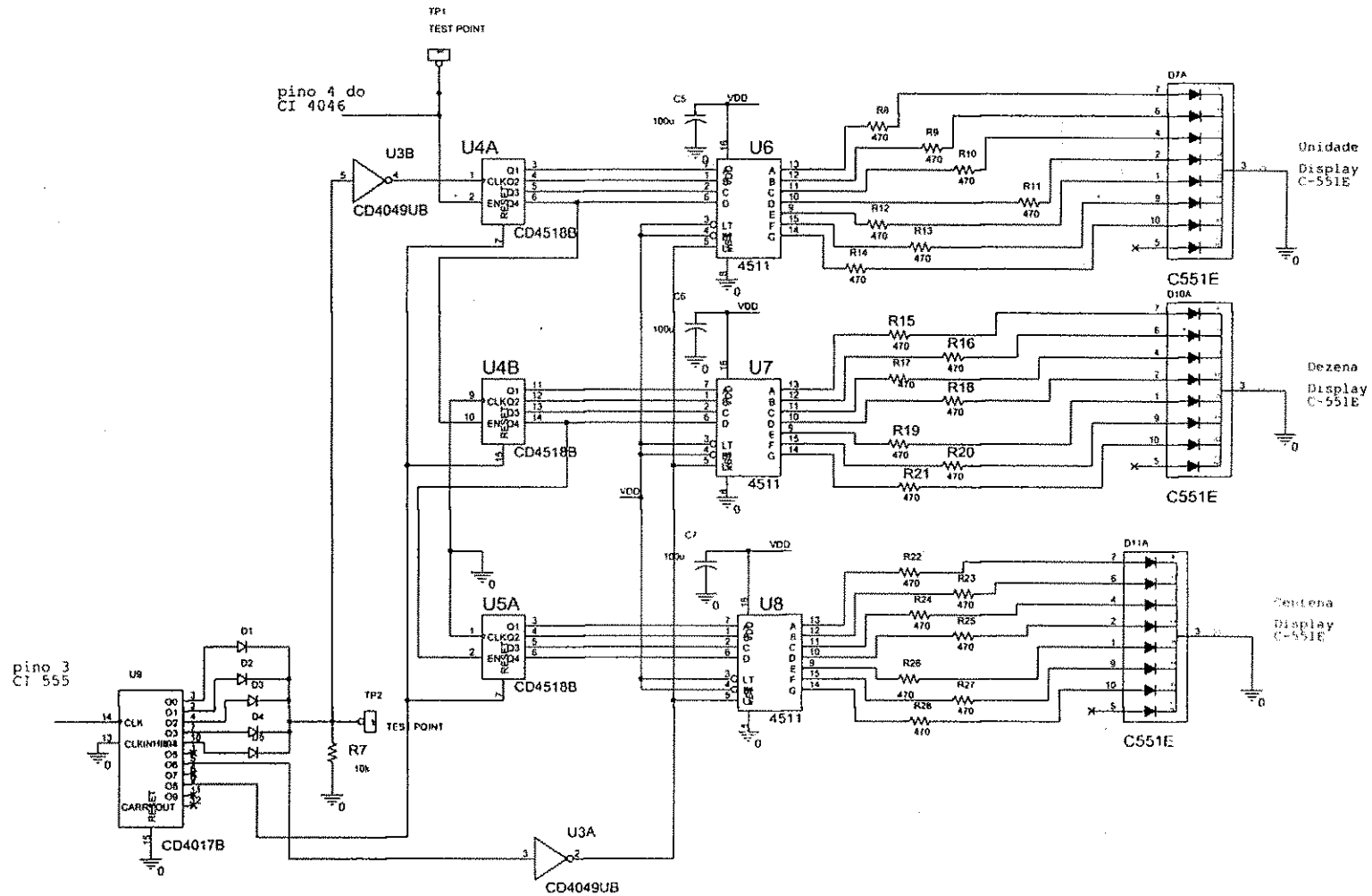


Figura 3.11: Circuito contador, decodificador e mostrador do batimento cardíaco.

3.8 Sinal de Informação do Batimento Cardíaco

Na Figura 3.12, mostra-se o sinal do detector de ultra-som amplificado, junto com o sinal de informação do batimento na forma digital. A apresentação da frequência de deslocamento Doppler está indicada pelo canal 2 do osciloscópio, enquanto o sinal digitalizado da frequência cardíaca fetal está indicado pelo canal 1 do osciloscópio. Deseja-se enfatizar na Figura 3.12, que os dois sinais estão sincronizados, e a borda de subida do sinal digital coincide com o sinal da frequência de deslocamento Doppler do batimento cardíaco fetal. Portanto, pode-se determinar a frequência cardíaca fetal contando os pulsos do sinal digitalizado (canal 1).

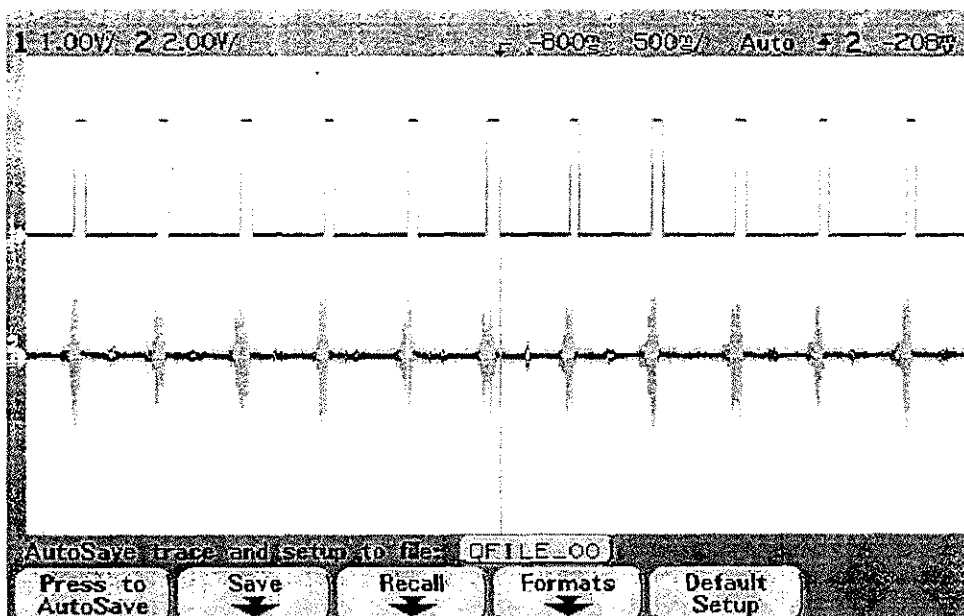


Figura 3.12: Apresentação do sinal do batimento com informação digital.

3.9 Caracterização do Sensor Capacitivo

O trabalho de medição da contração uterina, teve início com a utilização de um sensor de pressão capacitivo. Este sensor foi retirado de um equipamento comercial disponível no mercado (medidor digital de pressão). Como não havia informação da resposta do sensor a um sinal de pressão, se fez necessário realizar a sua caracterização, realizando um ensaio em laboratório para levantamento de sua resposta Capacitância x Pressão e Frequência x Pressão cujos resultados são apresentados na Figura 3.13 e Figura 3.14, respectivamente.

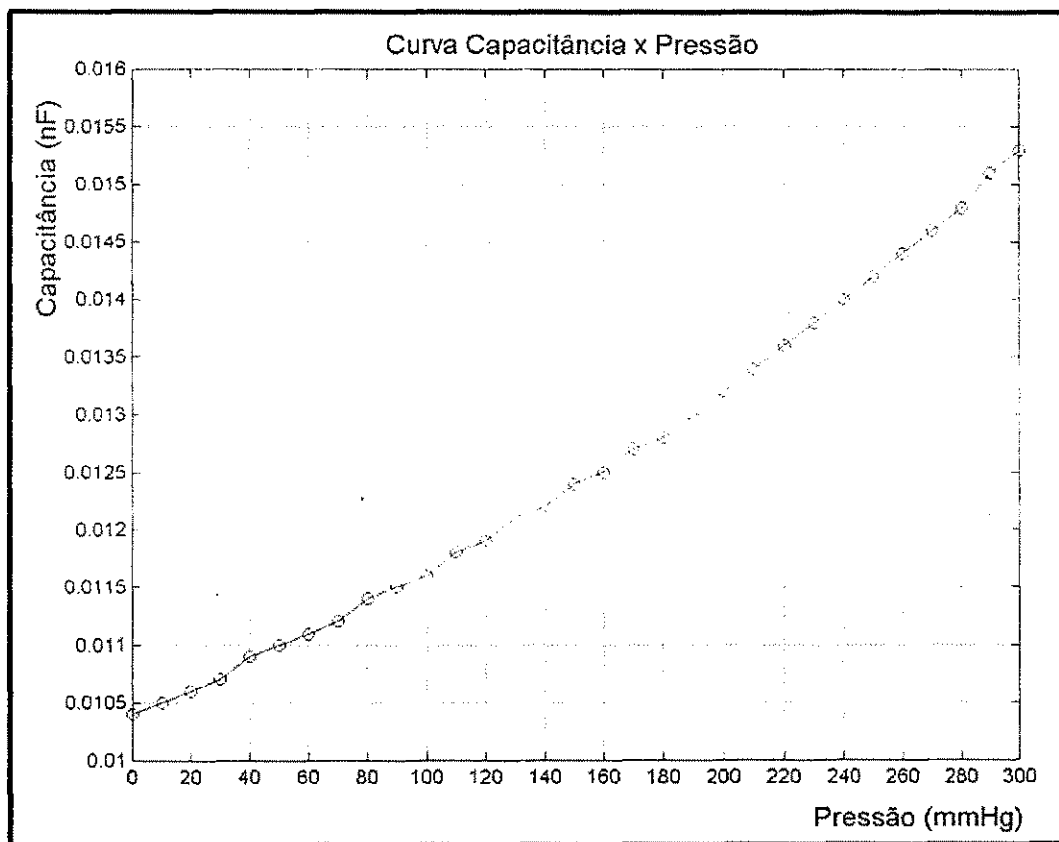


Figura 3.13: Resultados experimentais da capacitância em função da pressão com transdutor capacitivo.

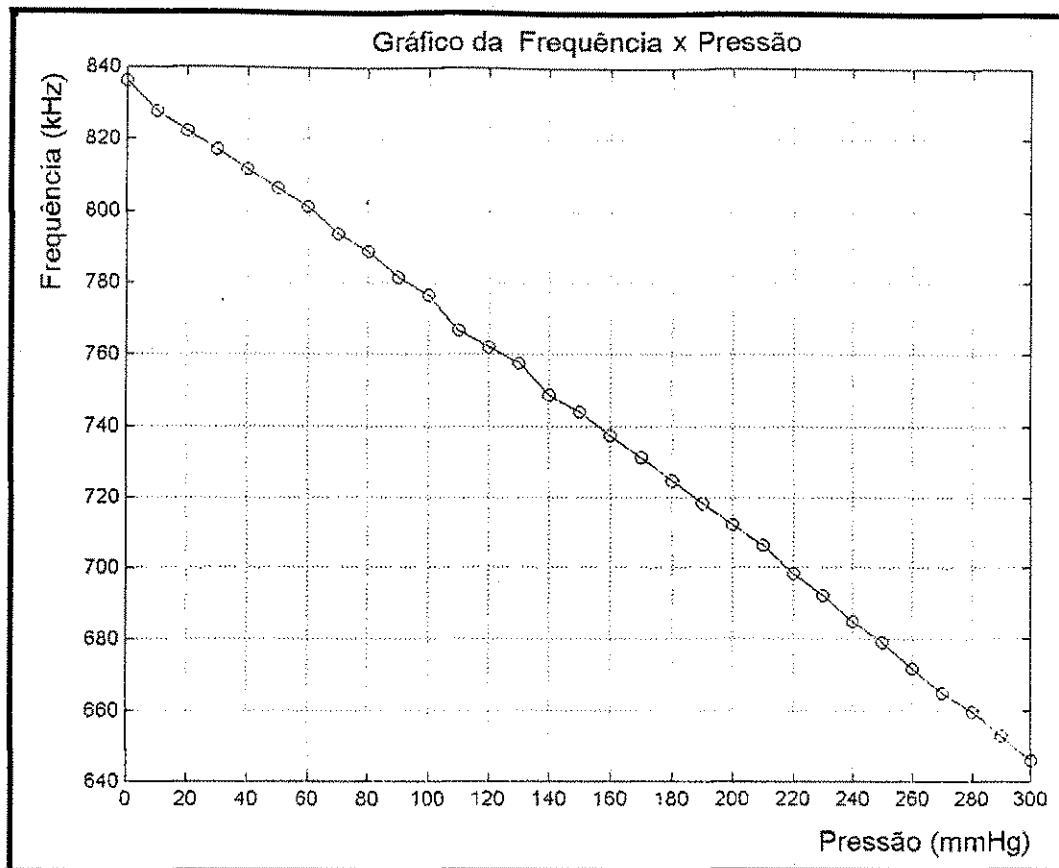


Figura 3.14: Resultados experimentais de frequência do oscilador em função da pressão com transdutor capacitivo.

O sensor capacitivo está em um circuito oscilador (utilizando portas NOR) e a grandeza de interesse a ser monitorada é a frequência de saída do oscilador. É importante que seja observada a sensibilidade do sensor. Se for aplicada uma pressão de 40 mmHg, haverá uma resposta em frequência de $\cong 812\text{kHz}$, se ocorrer no sensor uma variação de pressão de +10 mmHg, haverá uma alteração na frequência de aproximadamente -5 kHz ocorrendo o inverso para uma queda de pressão de 10 mmHg, que indica ser uma sensibilidade pequena.

Na Figura 3.15, é apresentado o circuito eletrônico no qual o sensor capacitivo está inserido. Quando a pressão aplicada ao sensor capacitivo aumenta, o valor da capacitância do sensor é alterada e, portanto, modifica a frequência do sinal de saída do circuito. Este fato pode ser observado na Figura 3.14.

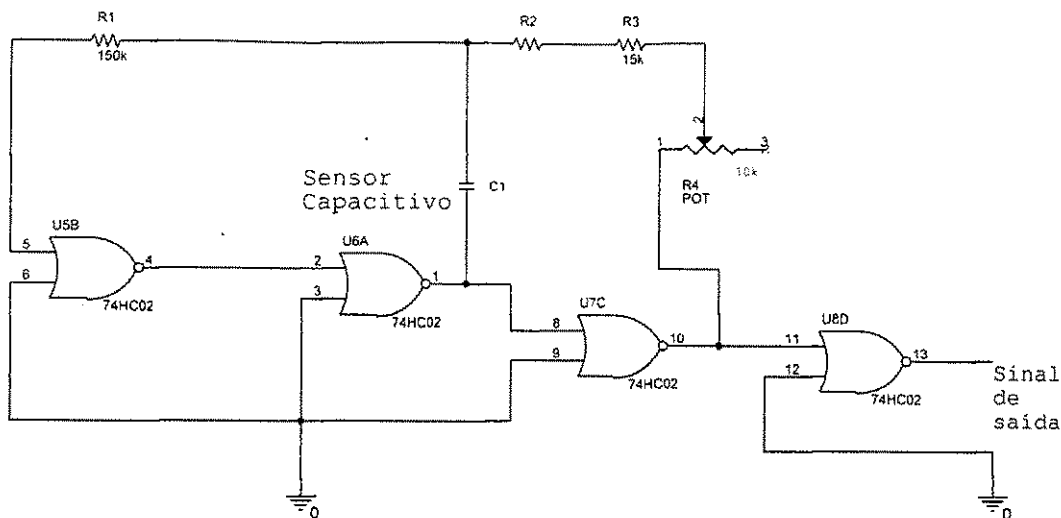


Figura 3.15: Circuito do oscilador no qual se encontra o sensor de pressão capacitivo.

3.9.1 Metodologia do Uso do Sensor de Contração Uterina Capacitivo

Para se conseguir que o sensor capacitivo detecte a contração uterina, é colocado em volta do abdômen da gestante uma cinta de tecido, coloca-se dentro da cinta uma bolsa inflável com o sensor de pressão capacitivo conectado a essa bolsa, então é aplicada uma determinada pressão.

É apresentada na Figura 3.16, a forma como a cinta deve envolver a barriga da gestante. A cinta é ajustada de forma que o sensor perceba qualquer alteração no volume da barriga. A cinta possui velcro nas extremidades, de forma que seja permitido um ajuste conforme o tamanho da barriga da gestante.

Na ocorrência da contração uterina, haverá um aumento no volume da barriga da gestante, fazendo aumentar a pressão da bolsa inflável, que é percebido pelo sensor capacitivo, portanto, a resposta do sensor é uma variação na capacitância, que conectada a um circuito oscilador faz variar a frequência, com isso detecta-se a contração uterina.

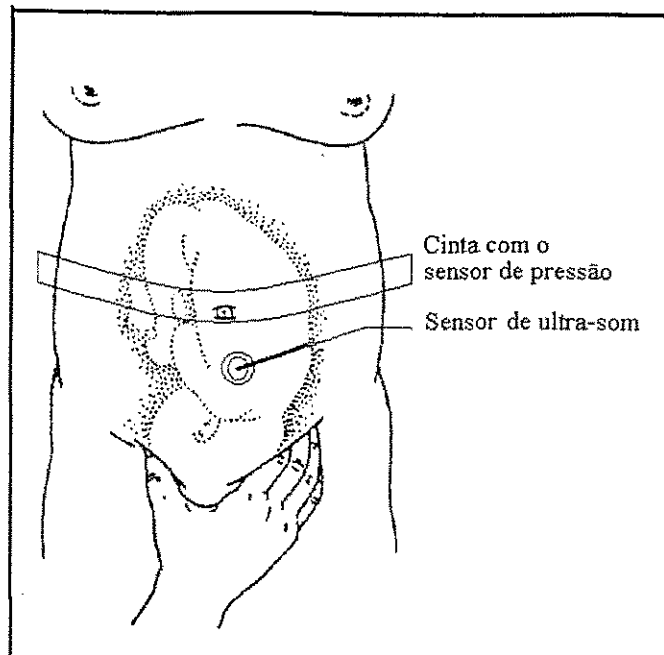


Figura 3.16: Representação da colocação do sensor capacitivo em gestantes em trabalho de parto.

3.9.2 Ensaio e Teste do Sensor de Contração Uterina Capacitivo

Os testes com gestantes, foram realizados na Maternidade Cândida Vargas, em João Pessoa. Nesses testes, a cinta foi colocada em três gestantes e, posteriormente, aplicou-se a ela uma pressurização com ar no valor de 40 – 50 mmHg. Duas gestantes relataram sentir desconforto. Elas descreveram que o incômodo era provocado pelo aperto que a cinta causava em sua barriga. Uma delas solicitou a retirada da cinta, por causa das dores do trabalho de parto. É bom lembrar que neste momento a gestante sente fortes dores durante a contração uterina e, que por isso, é incômodo ter algo lhe apertando a barriga. A terceira gestante não pôde ser monitorada porque apresentou um trabalho de parto muito rápido, tendo o feto nascido cinco minutos depois da colocação da cinta.

Com as informações das medições obtidas conclui-se que o sensor apresentou uma resposta pobre na medição da contração uterina, conforme pode ser observado na Tabela 3.1.

Tabela 3.1: Monitorização da contração uterina usando o sensor capacitivo.

Gestante 1		Gestante 2		Situação da gestante
Frequência (kHz)	Pressão (mmHg)	Frequência (kHz)	Pressão (mmHg)	
834,0	49	840	40	Sem contração uterina
833-832	Alteração não detectada no manômetro	839	Alteração não detectada no manômetro	Com contração uterina

Teste com sensor de contração uterina realizada em 01.08.2002 na Maternidade Cândida Vargas.

Essa solução adotada para medição das contrações não apresentou bons resultados, pois os sinais de saída apresentavam baixa sensibilidade e constatou-se um certo inconveniente no uso da cinta nas gestantes. Portanto, buscou-se uma outra alternativa para a medição da atividade uterina.

3.10 Sensor de Contração Uterina Indutivo

A estrutura do sensor de contração uterina como foi montada é mostrada na Figura 3.17, tendo uma cinta elástica fixada na parte superior do sensor envolvendo o abdômen da gestante.

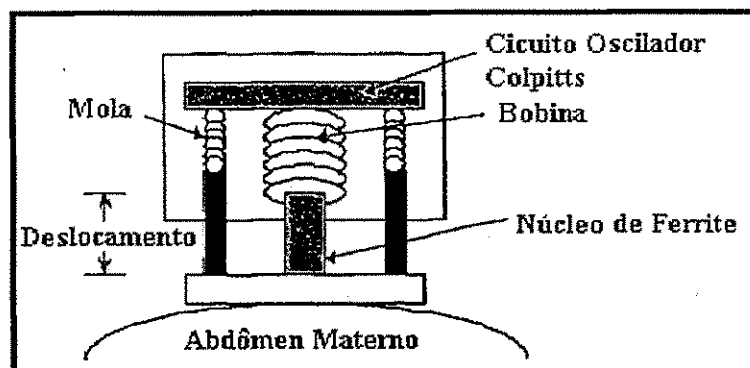


Figura 3.17: Estrutura do sensor de contração uterina montada.

O deslocamento do núcleo de ferrite altera o valor da indutância e, conseqüentemente, muda a frequência no oscilador Colpitts. Pode ser observado na

Figura 3.18, o circuito utilizado como oscilador Colpitts e os componentes utilizados com seus valores reais. Um isolador (buffer) Q2 é colocado no circuito para isolar o oscilador Colpitts da capacitância indesejada de conectores e cabos. O sinal desejado é retirado do conector 2 e utilizado para tratamento da informação.

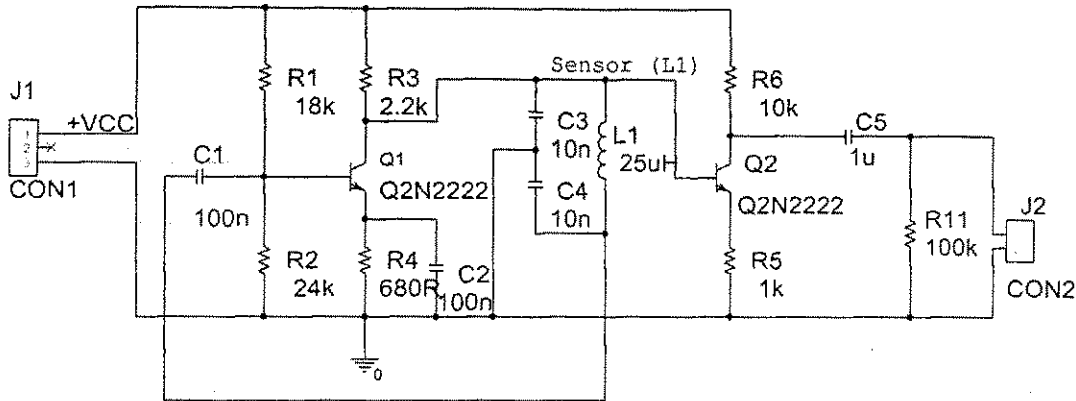


Figura 3.18: Circuito Oscilador Colpitts desenvolvido neste trabalho.

A indutância foi projetada para ter o valor nominal de $25 \mu\text{H}$ e está representada na Figura 3.8 pelo indutor L1. Realizado uma medição no laboratório foi obtido o valor de $27 \mu\text{H}$ com o núcleo de ferrite fora da bobina e $63 \mu\text{H}$, com o núcleo de ferrite inserido na bobina.

Apresenta-se na Figura 3.19, a forma que foi construído o cilindro de ferrite para o indutor L1. O diâmetro do cilindro que penetra na bobina é de 12.7 mm e seu comprimento é 45mm. O diâmetro do núcleo de ferrite é 9 mm, que é revestido com nylon para completar o valor de 12.7 mm.

Por causa da indisponibilidade do ferrite no mercado, houve a necessidade de fazer uma adaptação, usando o ferrite retirado do *flay back* de televisão. Foi utilizado o esmeril para obter as dimensões de 9mm x 45mm (diâmetro e comprimento).

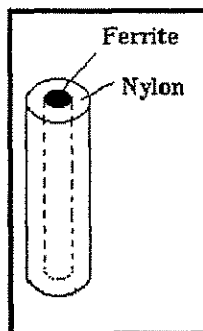


Figura 3.19: Cilindro de ferrite revestido por nylon.

A tabela 3.2 apresenta alguns dados do sensor.

Tabela 3.2: Dados de característica do sensor de contração uterina indutivo.

Características do Sensor	
Dimensão	99mm*78mm*40mm
Peso com cinta	245g sem bateria
Consumo de Potência	4.2mA, 9V na entrada

É apresentado na Figura 3.20 como o sensor deve ser colocado sobre o abdômen da gestante. A cinta é elástica e está fixada ao abdômen da gestante com velcro, de forma a permitir que o ajuste do núcleo de ferrite não penetre muito na bobina, mas também seja possível o deslocamento do núcleo para que a medição seja efetuada. O ajuste inicial da cinta deve permitir uma penetração máxima do núcleo de ferrite em 5 mm na bobina, para que o sensor seja acomodado sobre o abdômen da gestante. O comprimento restante do núcleo, somente penetrará na bobina, quando ocorrer contração uterina.

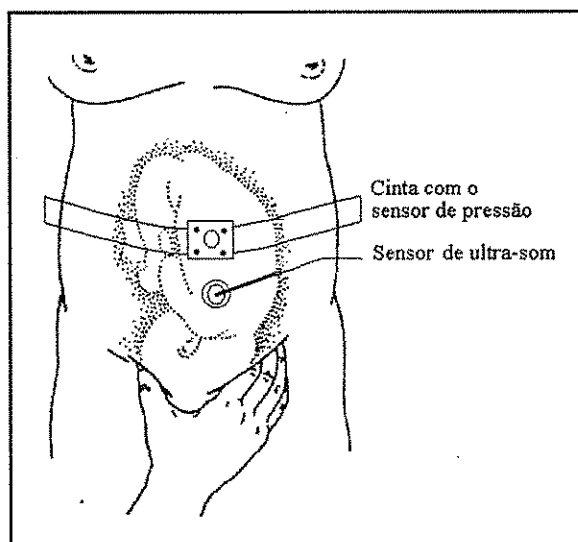


Figura 3.20: Sensor de pressão indutivo sobre o abdômen materno.

Com a estrutura do sensor indutivo de contração uterina montada, foi realizado um ensaio. Na Tabela 3.3, se apresenta o resultado deste ensaio realizado em uma gestante em trabalho de parto, sob acompanhamento do médico responsável.

Observe-se que na Tabela 3.3 não estamos apresentando valores da pressão, estamos apenas interessados em determinar se houve contração uterina ou não.

Tabela 3.3: Resposta do sensor indutivo em gestante em trabalho de parto.

Sem Contração (kHz)	Com contração (kHz)
411 – 415	393 -396
412	389 – 392
411	388

3.10.1 Características de Sensibilidade do Sensor de Contração Uterina Indutivo

O sensor de contração uterina deve indicar a ocorrência das contrações durante o trabalho de parto, para que seja possível avaliar, se:

- o número de contrações uterinas é considerado normal, quando for de no máximo 4 contrações em um período de 10 minutos;
- um número de contrações uterinas acima de 4 em um intervalo de 10 minutos é considerado anormal e, deverá fazer soar um alarme. Esta informação deverá aparecer no painel de uma central de controle;
- contrações uterinas com duração maior que 40 segundos, também deverá fazer soar um alarme, indicando o fato como anormal.

3.10.2 Ensaio do Sensor de Contração Uterina Indutivo em Laboratório

Na Figura 3.21, é apresentado o sinal na saída do oscilador que tem uma frequência de 441 kHz. Esta medição foi realizada com o núcleo de ferrite fora da bobina.

Fazendo com que o núcleo de ferrite penetre todo na bobina, o sinal do oscilador apresenta uma frequência de 336 kHz. Nota-se que, o sinal obtido apresenta uma nova frequência, portanto, pode-se perceber que quando o sensor indutivo for colocado sobre o abdômen da gestante, haverá a detecção da contração, medindo-se o valor da frequência. O resultado deste teste está apresentado na Figura 3.22.

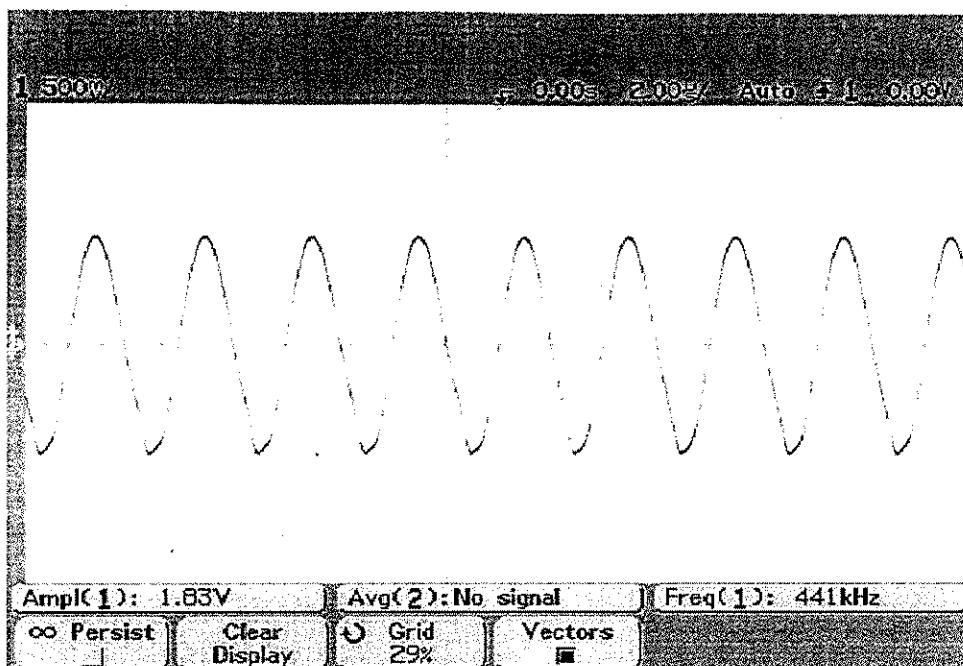


Figura 3.21: Sinal do oscilador Colpitts sem o núcleo.

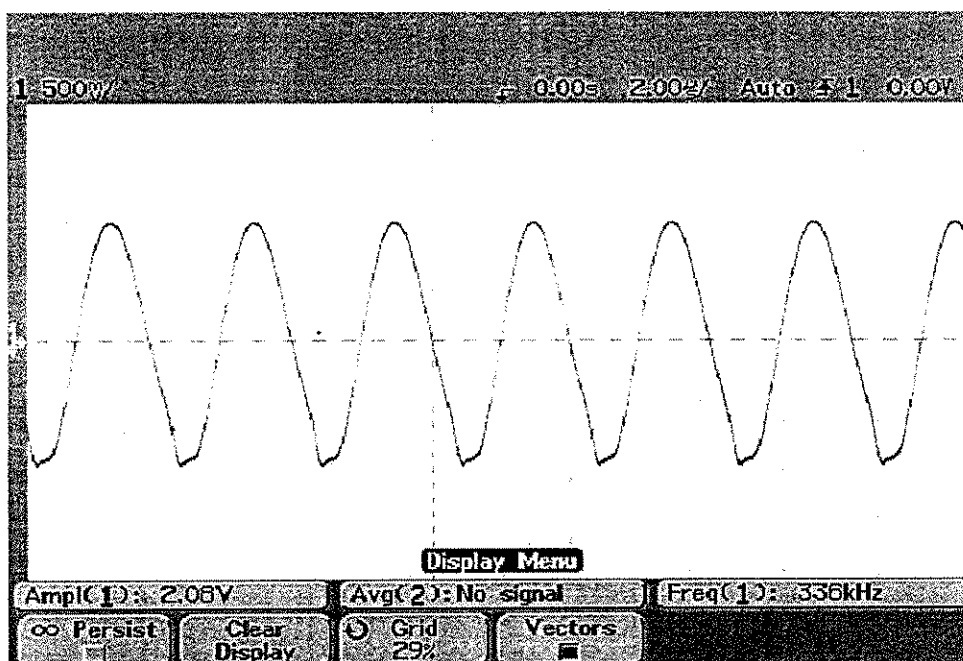


Figura 3.22: Sinal do oscilador Colpitts com todo o núcleo na bobina.

3.11 Proposição para Transmissão dos Dados

O sistema aqui proposto tem como finalidade armazenar temporariamente a aquisição dos dados na memória do microcontrolador e transferir esses dados para um computador, que centralize as informações recebidas de diversos transmissores. Mostra-se na Figura 3.23 o diagrama-de blocos do sistema proposto neste trabalho. Todos esses blocos foram implementados e testados, com exceção do transmissor e do receptor de RF. Para validar o sistema desenvolvido, a transferência de dados foi feita por cabos pela porta serial do computador.

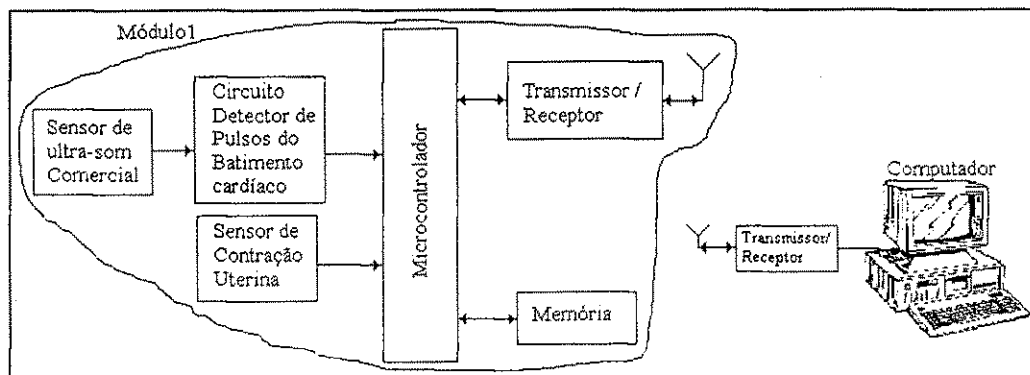


Figura 3.23: Diagrama em bloco do microcontrolador como sistema de aquisição e controle de transmissão de dados.

No sistema a ser desenvolvido é desejável que a monitorização permita a vários módulos (gestantês) possam transferir seus dados para a uma única base (computador), este centraliza as informações recebidas, podendo imprimir ou apresentar gráficos. Na Figura 3.24 mostra-se a representação do modelo.

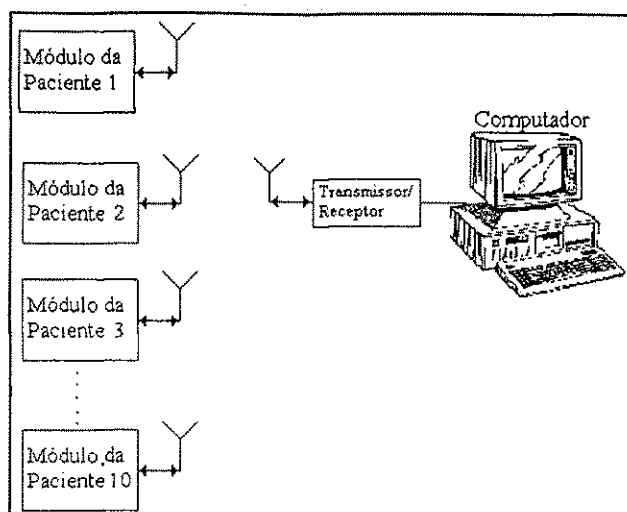


Figura 3.24: Representação dos vários módulos transmissores, e o computador para receber e armazenar os dados das gestantes.

Cada módulo possui uma unidade transmissora e receptora, do mesmo modo o computador. Para haver a comunicação entre os módulos e o computador, deve ser criado um protocolo de comunicação.

4 – Aquisição de Dados com Microcontrolador

Neste capítulo, são apresentados os procedimentos utilizados para o uso do microcontrolador MC68HC11, como sistema de aquisição e tratamento de dados do batimento cardíaco fetal e da contração uterina. Apresenta-se também, o circuito desenvolvido que realiza a contagem da frequência do sinal gerado pelo oscilador do qual o sensor de contração uterina encontra-se inserido. O microcontrolador compara os valores dos dados adquiridos com valores de referência, gerando, quando for o caso, sinal de alarme.

É apresentada uma descrição do *software* que foi desenvolvido e utilizado para realizar a aquisição de dados do sensor de contração uterina e do batimento cardíaco fetal.

4.1 Desenvolvimento do Software para o Microcontrolador

O *software* que foi desenvolvido para o microcontrolador MC68HC11, teve como objetivo fazer a aquisição da frequência cardíaca fetal e da contração uterina.

Para a contagem de tempo e sincronização das tarefas realizadas, foi usada a interrupção em tempo real (RTI – real time interrupt) do temporizador interno ao MC68HC11. Essa interrupção (RTI) é feita a cada 32,77 *ms* e é usada em todas as tarefas realizadas pelo microcontrolador.

4.1.1 Contador de pulso e medidor de período usando o microcontrolador

O *software* desenvolvido para o microcontrolador MC68HC11, contabiliza os pulsos do batimento cardíaco e mede o período entre as bordas de subida desses pulsos. Seu desenvolvimento foi realizado conforme descrito a seguir.

O sinal digitalizado do batimento cardíaco (Figura do anexo A) é entregue ao microcontrolador e a contagem é realizada no intervalo de tempo de 30 segundos. Nessa fase inicial de desenvolvimento do *software*, foi implementado um programa em *assembler* que permitisse uma interrupção em tempo real (RTI), que ocorre a cada 32,77 ms.

Para a contagem dos pulsos foi usado o acumulador de pulso interno ao MC68HC11. O acesso a esse acumulador é feito pelo pino PA7 (anexo G) que pode ser programado como entrada ou como saída.

O temporizador do MC68HC11 pode também realizar muitas outras tarefas ao mesmo tempo em que o seu contador de pulsos. Uma delas, que foi implementada com a ajuda de uma sub-rotina, faz a contagem de tempo e a cada 30 segundos adquire dados do acumulador de pulsos e os transfere para uma posição de memória (\$C500). Em seguida ele coloca em zero, o valor no acumulador de pulsos, para que nova contagem seja iniciada.

O valor colocado na memória é a metade do batimento cardíaco fetal por minuto. Quando esse valor for superior 160 bpm ou inferior a 120 bpm o microcontrolador envia um sinal de alarme e acende um dos dois LED's que fazem a sinalização para indicar quando o batimento cardíaco estiver fora do valor normal, conforme consta em literatura médica. Um deles sinaliza quando a leitura for acima de 160 bpm e o outro sinaliza quando for um valor abaixo de 120 bpm. A sinalização não acende quando o batimento cardíaco estiver entre os valores 120 e 160 bpm. A indicação de sinalização para batimento superior a 160 bpm é feita utilizando a porta PB0 e valor inferior a 120 bpm é sinalizada por PB2. Usando programação em *assembler*, na condição em que devam ligar as portas PB0 ou PB2 (apresentam um nível de 5 V), portanto acendendo os diodos emissores de luz. Mostra-se na Figura 4.1, o barramento que permite o microcontrolador se conectar aos periféricos.

Após contato com os médicos na Maternidade Cândida Vargas, nos foi passada a informação de que um período de 30 segundos para medir a taxa do batimento cardíaco fetal é muito grande. Dessa forma, optou-se por medir o período. Sendo assim, o *software* foi programado para a medição do período entre duas bordas de subida dos pulsos (sinal entra em PA0) relativos ao batimento cardíaco do feto deve, o resultado é colocado no endereço \$C400.

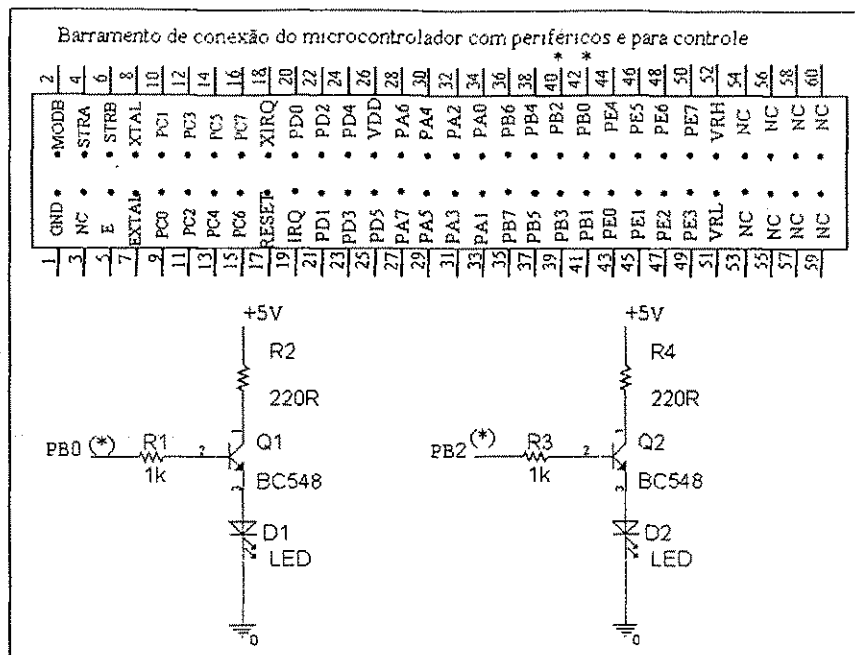


Figura 4.1: Barramento de comunicação do microcontrolador com os periféricos e circuito sinalizador de batimento cardíaco.

4.1.2 Medição da Frequência do Oscilador

O sensor de contração uterina utilizado é capacitivo (Figura 3.5, página 59). Ele faz parte de um circuito oscilador onde o sinal gerado no circuito tem sua frequência medida, usando o microcontrolador.

O circuito mostrado na Figura 4.2 foi usado para a medição de frequência do oscilador. Analisando o circuito da Figura 4.2, pode ser observado que a porta de controle PB5 (conector de saída no microcontrolador, Figura 4.1) libera o contador com nível lógico 1, para iniciar a contagem dos pulsos do sensor; ao final do período de contagem PB5, apresenta nível lógico 0 e o microcontrolador transfere os dados apresentados em J4 (conector 24) para uma determinada posição de memória (no endereço \$C700). Com os dados da contagem armazenados, a porta de controle PB4 faz o contador zerar sua saída, liberando o mesmo, para poder iniciar uma nova contagem. No período de desenvolvimento desse *software*, o sensor utilizado foi o capacitivo, cuja resposta a uma contração uterina é com um sinal de frequência de 800 kHz a 820 kHz.

Ao término da contagem os 16 bits mais significativos são transferidos para as portas C e E de entrada no microcontrolador. Na porta C são transferidos os 8 bits mais

significativos, na porta E os 8 bits menos significativos e armazenados em uma posição de memória.

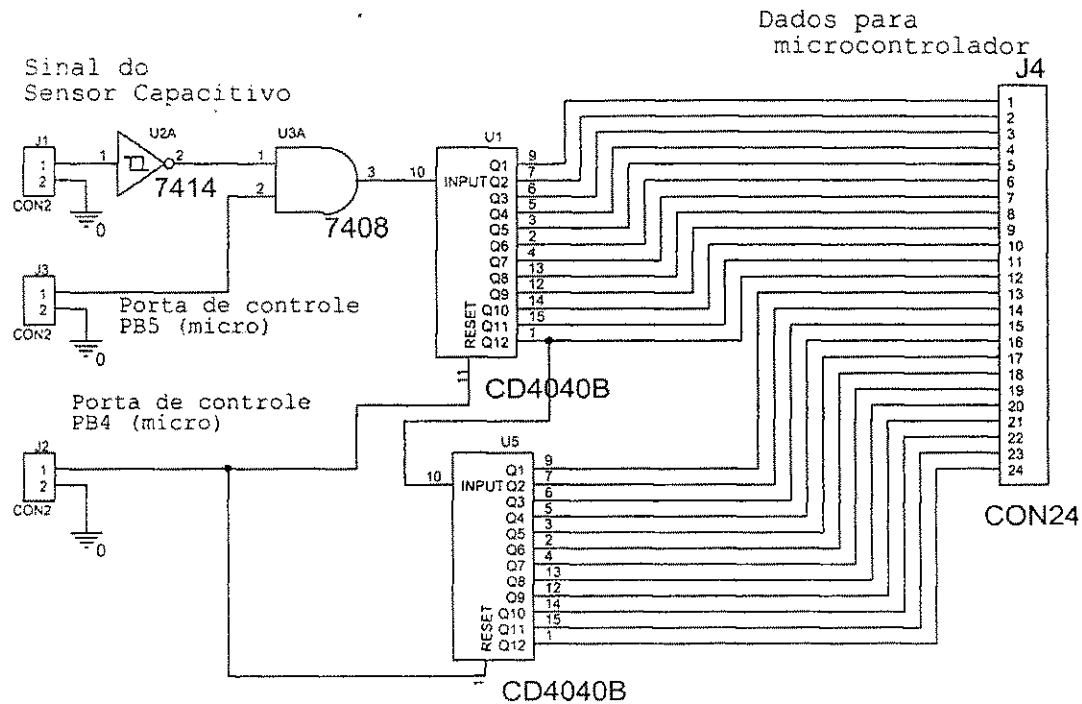


Figura 4.2: Circuito para medição de frequência do oscilador pelo microcontrolador.

A medição da frequência se dá no intervalo de duas interrupções RTI, ou seja, 32,77 ms. O valor hexadecimal na saída do contador equivalente a 800 kHz é \$6668 e 820 kHz é \$68F7, que são os valores para se determinar se houve ou não contração uterina.

Para que seja realizada a leitura do sinal do sensor de contração uterina capacitivo são utilizadas 3 interrupções (RTI), na qual a primeira é para zerar o contador, a segunda para liberar a contagem e a terceira para armazenar o resultado da medição recebido nas portas C e E do microcontrolador. Ao finalizar a terceira interrupção, todo o processo reinicializa. A descrição do *software* desenvolvido se encontra no final do anexo G.

4.1.3 Fluxograma do Software Desenvolvido

Mostra-se na Figura 4.3, que o programa 1 e o programa 2 se apresentam de forma seqüencial. Na Figura 4.4, mostra-se o fluxograma do programa de aquisição e tratamento dos sinais dos sensores, desenvolvido neste trabalho e que foi implementado no microcontrolador MC68HC11.

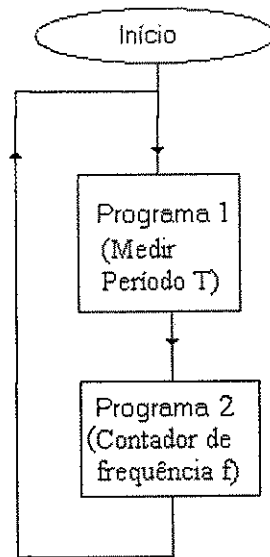


Figura 4.3: Diagrama em bloco de seqüência de execução do programa 1 e programa 2.

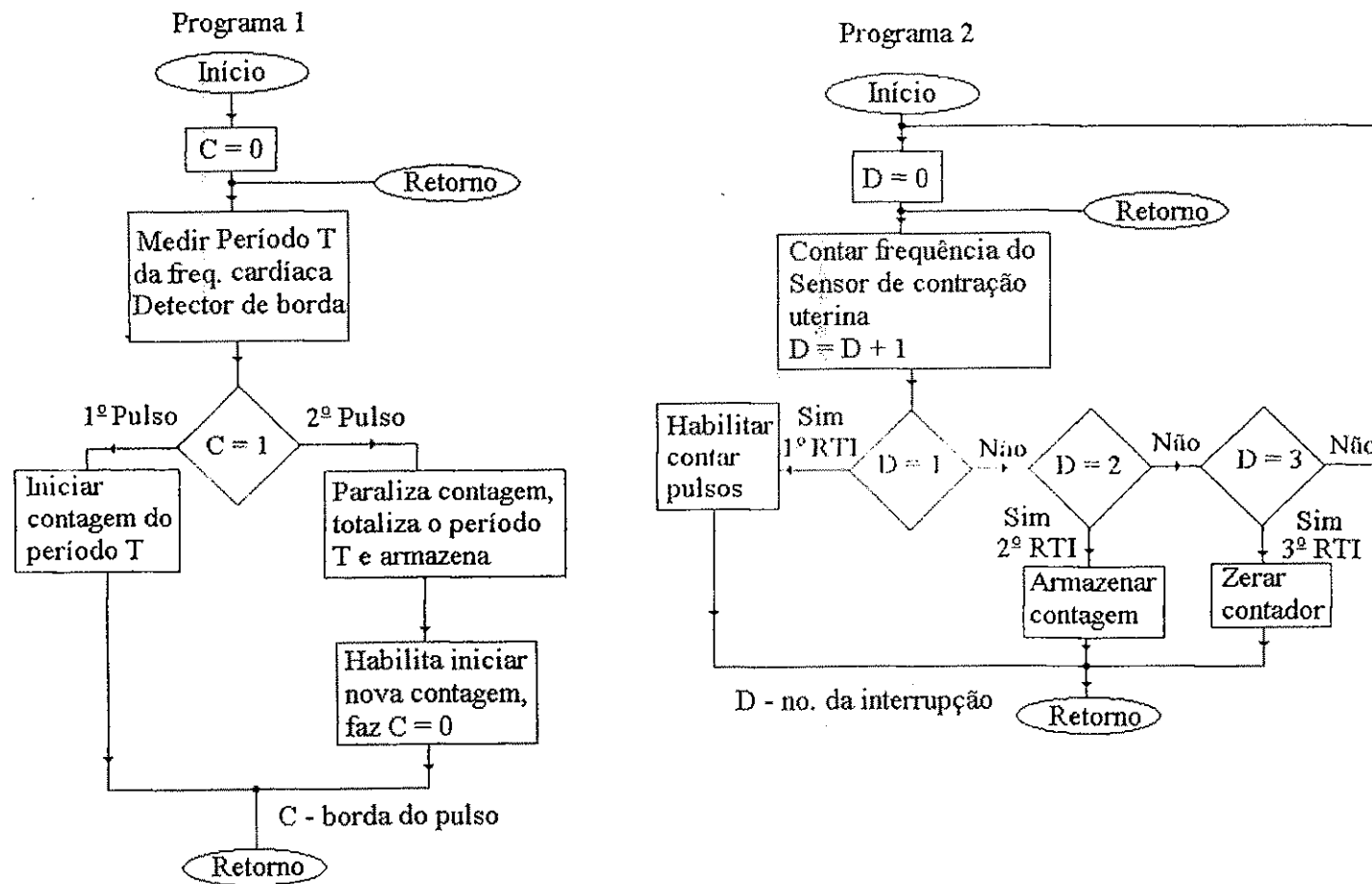


Figura 4.4: Fluxograma dos sub-programas.

5 - Conclusões e Sugestões de Trabalhos Futuros

O objetivo deste trabalho foi o de desenvolver um sistema que permitisse monitorizar gestantes em trabalho de parto, visando oferecer um atendimento prioritário à gestante, quando o sistema de monitorização indicasse um quadro clínico de maior sofrimento fetal. O sistema de monitorização deve realizar a aquisição do batimento cardíaco fetal e das contrações uterinas, produzindo sinais de alarme quando os valores de aquisição dos dados ocorrerem fora dos padrões tratados em literatura médica.

O detector de batimento cardíaco fetal mede o batimento e apresenta a cada período T, sua medição no mostrador (display). O dado colocado no mostrador apresenta o batimento em bpm (batimento por minuto).

Trabalhou-se para desenvolver-se um circuito eletrônico que digitalizasse a informação do batimento cardíaco fetal, cujo sinal é a frequência de deslocamento Doppler, obtida de um detector de ultra-som comercial (DF-4001). O detector de batimento cardíaco fetal mede a frequência cardíaca e, apresenta a medição no mostrador. O dado colocado no mostrador exhibe o batimento em bpm.

A medição da contração uterina, faz uso do sensor de contração uterina indutivo, que foi desenvolvido durante a realização deste trabalho, uma vez que o sensor de contração uterina capacitivo, inicialmente utilizado, não apresentou uma sensibilidade compatível com a desejada, então houve a necessidade de encontrar-se um novo sensor. Este novo sensor de contração uterina, nos testes de laboratório apresentou uma resposta que atende ao objetivo a que se destina, ou seja, medir a atividade uterina na gestante.

Um microcontrolador MC68HC11, faz a aquisição do batimento cardíaco fetal e da atividade da contração uterina, armazena em um endereço de memória que, posteriormente, fará a transferência desses dados para um computador pessoal e, será apresentado ao médico.

As dificuldades encontradas no desenvolvimento deste trabalho foram as seguintes:

- o primeiro Sensor de Contração Uterina apresentou baixa sensibilidade na detecção da contração uterina;

- a amplitude do sinal no detector de batimento cardíaco fetal, apresentava constantes variações. Houve a necessidade de se desenvolver um circuito que fizesse um controle automático de ganho e, permitisse dar estabilidade à amplitude do sinal. Com essa etapa concluída, foi possível obter a digitalização da informação do batimento cardíaco fetal;

O *software* desenvolvido armazena a contagem dos pulsos do sensor de contração uterina Capacitivo, e nos ensaios realizados em laboratório os resultados foram satisfatórios. Porém, foi desenvolvido e utilizado um novo sensor de contração uterina Indutivo e existe a necessidade de realizar-se aquisição de dados deste sensor, teste esse não realizado no decorrer deste trabalho.

O circuito detector de batimento cardíaco fetal foi testado na Maternidade, com a presença do médico responsável. Constatou-se que este apresentou algumas medições incorretas, fato que não havia ocorrido nos testes em laboratório. Realizada uma análise com um osciloscópio no local de teste, verificou-se que o sinal recebido (frequência de deslocamento Doppler) apresentava-se com boa qualidade, o problema diagnosticado encontra-se no circuito detector de envoltória. Portanto, fica como sugestão melhorar este circuito e realizar novos ensaios.

Como trabalho futuro, é sugerido desenvolver um sistema que realize a transferência dos dados adquiridos pelo microcontrolador MC68HC11, para um computador pessoal, mantendo a liberdade de movimentação das gestantes nas dependências da maternidade. Para a realização desta tarefa, é recomendável o uso de um sistema de telemetria.

Referências Bibliográficas

- ASSOCIATION of Women's Health, Obstetric and Neonatal Nurses (1993). **Fetal Heart Monitoring Principles & Practice**. Dubuque, IA: Kendall/Hunt Publishing Co.
- CORLETA, Helena V. E.; Kalil, Heloisa S. B. (2002b). **Parto e Trabalho de Parto Normal**. ABC da Saúde. <<http://www.abcdasaude.com.br/artigo.php?319>> Acesso em: novembro de 2002.
- DAFT, Christopher M. W.; Siddiqi, Tariq A.; Fitting, Dale W.; Meyer, Richard A.; O'Brien, William D. (1990). **In-Vivo Fetal Ultrasound Exposimetry**. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 37, no. 6, novembro de 1990.
- ECRI: **Fetal Monitors**, 5200 Butler Pike, Plymouth Meeting, PA 19462-1298, USA, e-mail ecri@hslc.org, junho de 1996.
- GONDRY, Jean; Duchêne, Jacques (1992). **First Results on Uterine EMG Monitoring During Pregnancy**. IEEE, 0-7803-0785-2/92.
- HALLIDAY, C. M. (1993). **Segredos do PC**, Bekerley Brasil Editora, Rio de Janeiro, 1993.
- HAVERKAMP, Albert D., Thompson, Horace E.; McFee, John G.; Cetrulo, Curtis (1976). **The evaluation of continuous fetal heart rate monitoring in high-risk pregnancy**. American Journal of Obstetrics and Gynecology, 125 (3), 310-20, junho de 1976.
- HEALTHCARE Product Comparison System (1997b). **Data Management Systems, Obstetrical**, Junho de 1997.
- HEALTHCARE Product Comparison System, (1997a). **Fetal Monitors**. Junho de 1997.
- HOEM, Nancy (2002). **Judicious Application of Intrapartum Electronic Fetal Monitoring**, EDA 201-0469. Health & Sciences Television Network EDA 201-0469, 2002.
- JEZEWSKI, Janusz; Wróbel, Janusz; Horoba, Krzysztof; Graczyk, Sławomir; Gacek, Adam (1995a). **Coping with limitations of Doppler ultrasound fetal heart rate monitors**, Proceedings RC-IEEE-EMBS & 14th BMESI – 1995.

- JEZEWSKI, Janusz; Wróbel, Janusz; Horoba, Krzysztof; Palko, Tadeusz; Adamowicz, Ryszarda (1995b). **Ergonomic Visualization of Carditocographic Data in Computerized Fetal Monitoring System**, Proceedings of The First Regional Conference, IEEE, 1995.
- KARLSSON, B., Pourcelot, D., Berson, M., (1996). **Miniature Sensor for Doppler Ultrasound Fetal Heart Rate monitoring. Increased patient comfort and ergonomy in use.** IEEE Instrumentation and Measurement, Junho de 1996.
- KHEIR, M. (1997). **The MC68HC11 Microcontroller: applications in control, instrumentation, and communication.** Prentice Hall, 1997.
- KODAIRA, Sergio Hideki; Oliveira, Ilka Regina Souza; Cerri, Giovanni Guido; (2003). **Ultra-Sonografia**. Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, Brasil. <<http://www.hcnet.usp.br/inrad/departamento/ensino/gradu/aula/fisbasicausg.rtf>> Acesso em: 22.02.2003
- KRAJEWSKI, Zbigniew; Wróbel, Janusz; Jezewski, Janusz; Graczyk, Sławomir (1996). **Reliable Data Communication in Modular Fetal Monitoring System.** 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Amsterdam, 1996.
- LALOND, David E.; Ross, John A. (1999) **Princípios de Dispositivos e Circuitos Eletrônicos, vol 2.** Makron Books
- LINC, Chih-Lung; Wu, Han-Chang; Liu, Tz-Yi; Lee, Maw-Huei; Kuo, Te-Son; Young, Shuenn-Tsong (1977). **A portable Monitor for Fetal Heart Rate and Uterine Contraction.** IEEE Engineering in Medicine and Biology, Novembro/Dezembro 1997.
- LINW, Wen C.; Feng; Chin H.; Neuman; Michael R.; (1977). **A microprocessor-Based Data Acquisition and Processing System for Studying the Kinematics of Labor.** Proceeding of the IEEE, vol. 65, nº 5, may 1977.
- MARTINS; Costa S. H.; Ramos, J. G. L.; Brietz, E. (2001). **Assistência ao Trabalho de Parto, Federação Brasileira das Sociedades de Ginecologia e Obstetrícia.** <http://www.amb.org.br/projeto_diretrizes/trabalho_parto.pdf>. Acesso em: Junho de 2001.
- MOTOROLA Semiconductor, **HCMOS Single-Chip Microcontoller.** Motorola Incorporation, 1998.
- MOTOROLA Semiconductor, **MC68HC11 Reference Manual.** Motorola Incorporation, 1990.
- MURATA Manufacturing Co., Ltd, (2001). **Piezoelectric Ceramic Sensors (Piezotite).** December 2001.

- MURILLO, Gonzalo E. D., (2002). **High Tech Medical Projects**. <<http://www.drgdiaz.com/tables.shtml>>. Acesso em: novembro de 2002.
- NELSON, José C.; Araújo, Marcos T. R., (1996). **Arquitetura do Microcontrolador MC68HC11**, São Luis, maio de 1996.
- NELSON, Karín B.; Dambrosia, James M.; Ting, Tricia Y.; Grether, Judith K. (1996). **Uncertain value of Electronic Fetal Monitoring in Predicting Cerebral Palsy**. The New England Journal of Medicine, volume 334, número 10, 07 de março de 1996.
- NEME, Bussâmara (1995). **Obstetrícia Básica**. Sarvier Editora de Livros Médicos Ltda, São Paulo, 1995.
- PALÁS-ARENY, R.; Webster, J. G., (2001). **Sensors and Signal Conditioning**. John Willey & Sons, Inc., USA, 2001.
- REDE, Feminista de Saúde (2003). **Dossiê Mortalidade Materna** <<http://www.redesaude.org.br/dossies/html/mt-causas.html>> Acesso em: fevereiro 2003.
- REZENDE, Jorge (1995). **Obstetrícia**. Editora Guanabara Koogan S. A., sétima edição, Rio de Janeiro, 1995.
- RICHARD, H. P., (1972). **Clinical Fetal Monitoring**. American Journal of Obstetrics and Gynecology, Julho de 1972.
- ROSEN, M. G.; Dickinson, J. C., (1993). **The Paradox of Electronic Fetal Monitoring: More Data May Not Enable Us to Predict or Prevent Infant Neurologic Morbidity**. American Journal of Obstetrics and Gynecology, Março de 1993.
- ROUTH, H. F., (1996). **Doppler Ultrasound: The Ability to Measure and Image Blood Flow**. IEEE Engineering in Medicine and Biology, novembro/dezembro de 1996.
- SWEHA, Amir; Hacker, Trevor W.; Nuovo, Jim (1999). **Interpretation of Electronic Fetal Heart Rate During Labor**. American Academy of Family Physicians. Available: <<http://www.aafp.org/afp/990501>>. Acesso em: maio de 1999.
- SWINEY, D.; O'Brien, W. D., (1996). **Human Diagnostic Ultrasound Exosimetry System**. IEEE Ultrasonics Symposium, 1996, página 1167.
- TAYLOR, J.; Hayes-Gill, B. R.; Crowe, J. A.; Paull, C. J. (1998). **Towards multi-patient leadless and wireless cardiocography via RF telemetry**. Medical Engineering & Physics 20, novembro de 1998, página 764-772.

TIPLER, P. A., (1978). **Física**. Editora Guanabara Dois S. A., Rio de Janeiro – RJ, 1978.

TOMPKINS, W.; Willis, J.; Webster, J. G. (1988). **Interfacing Sensors to the IBM PC**. Prentice Hall, New Jersey 1988.

TOTH, P. P.; Jothivijayarani A., (2001). **Obstetrics: Intrapartum Monitoring and Management, Virtual Hospital, University Iowa Health Care**. <<http://www.vh.org/Providers/ClinRef/FPHandbook/Chapter08/20-8.html>>. Acesso em: novembro de 2001.

UNIFESP, *Jornal da Paulista* (2001). **Mortalidade materna reflete falhas da assistência no Brasil**. *Jornal da Paulista*, ano 14 no. 160, outubro de 2001. UNIFESP – Universidade Federal de São Paulo. <<http://www.unifesp.br/comunicacao/jpta/ed160/debate.htm>> Acesso em fevereiro de 2003

WEBSTER, John G.; Clack, John W. Jr.; Neuman, Michael R.; Olson, Walter H.; Peura, Robert A.; Primiano, Frank P. Jr.; Siedband, Melvin P.; Wheeler, Lawrence A. (1992). **Medical Instrumentation Application and Design**. John G. Webster Editor, Second Edition, 1992.

WELSBY, V. G.; Radley G., (1960). **The theory and Design of Inductance Coils**. Macdonald & Co: Ltd., London, second edition, 1960.

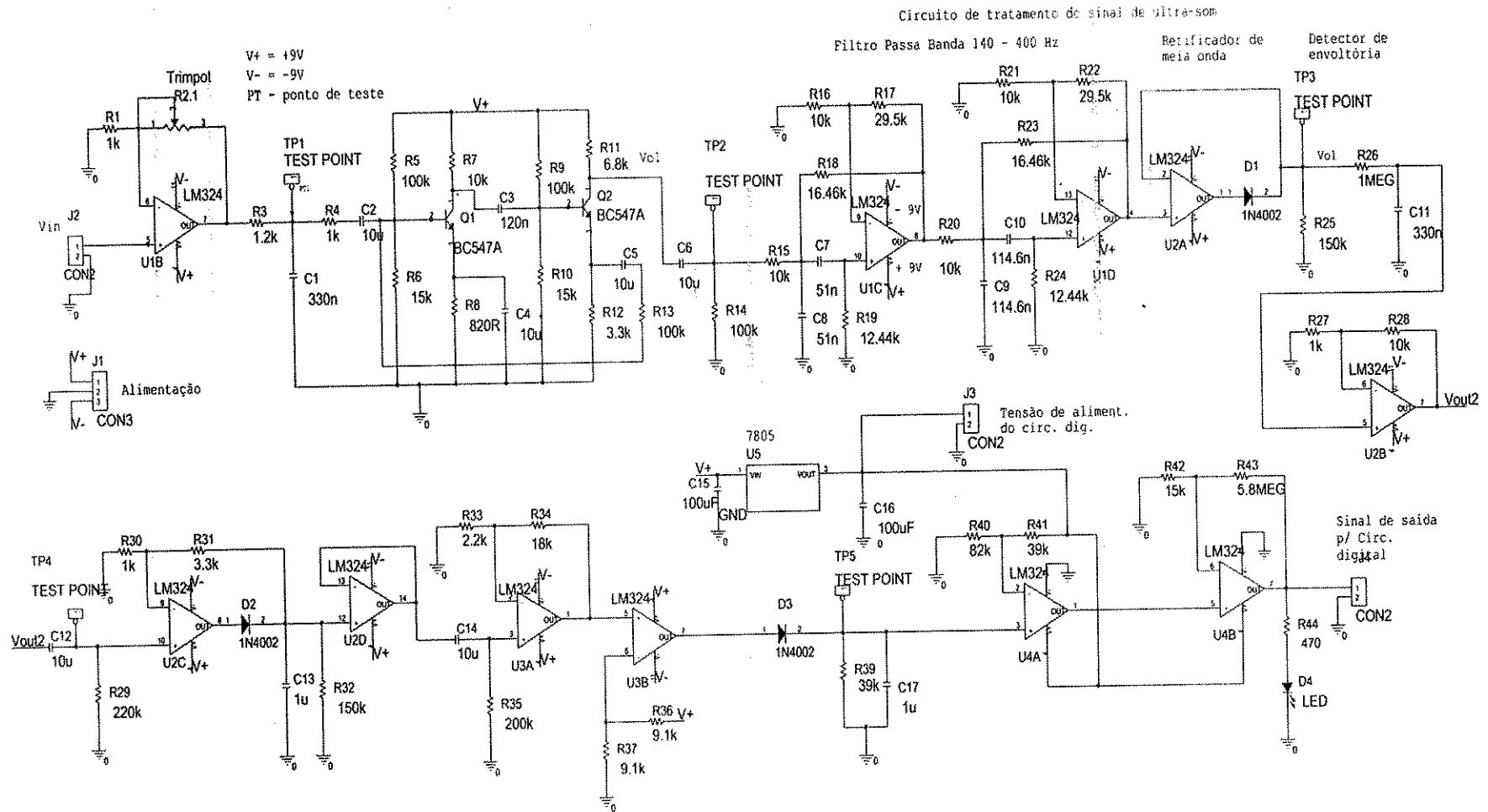
WRÓBEL, Janusz; Jezewski, Janusz; Gacek, Adam; Horoba, Krzysztof (1999). **The Influence of Indirect Doppler Ultrasound Method on Fetal Heart Rate Variability Measurement**. Proceedings of The First Joint BMES/EMBS Conference /serving Humanity, Advance Technology, Atlanta, GA, USA, outubro de 1999.

WU, Han-Chang; Lin, Chao-Hung; Young, Shuenn-Tsong; Kuo, Te-Son (2002). **Monitoring Long-Term Uterine Contractions**. IEEE Instrumentation & Measurement Magazine, junho de 2002.

ZADOR I., (1974). **Ultrasonic Determination of Cervical Dilatation During Labor**. Case Western Reserve University, 1974 (Thesis).

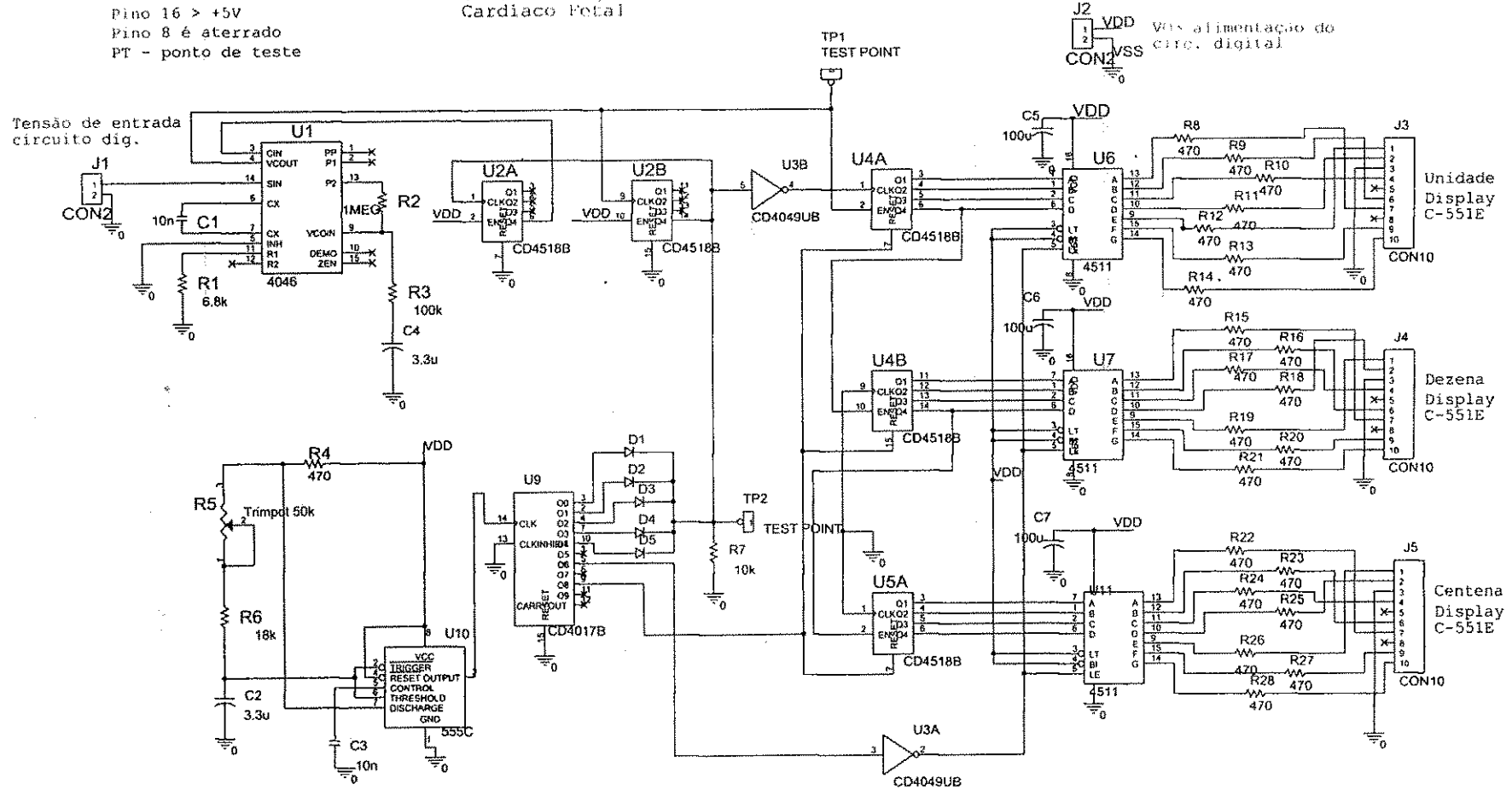
ZADOR, I.; Neuman, M. R.; Wolfson, R. N., (1976). **Continuous Monitoring of Cervical Dilatation During Labour by Ultrasonic Transit-Time Measurement**. Medical and Biological Engineering, maio de 1976.

Anexo A – Placa 1: Diagrama Eletrônico



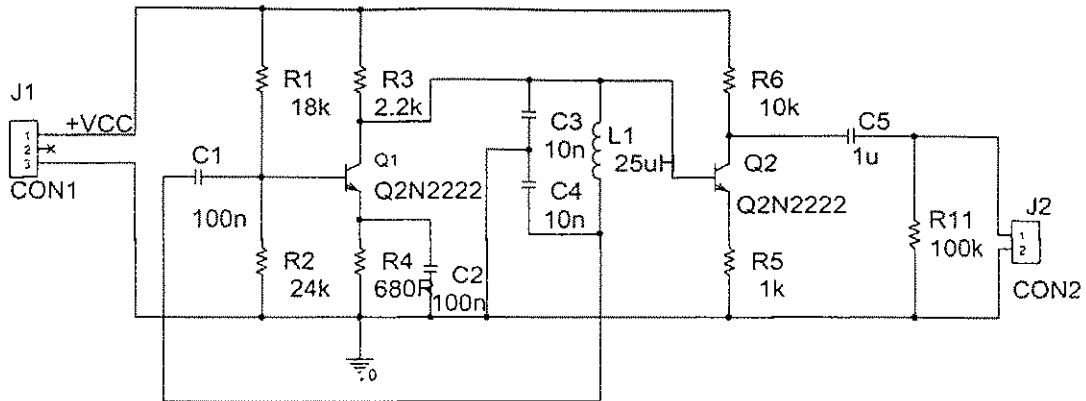
Anexo B – Placa 2: Diagrama Eletrônico

Circuito Digital do Detector de Batimento Cardíaco Fetal



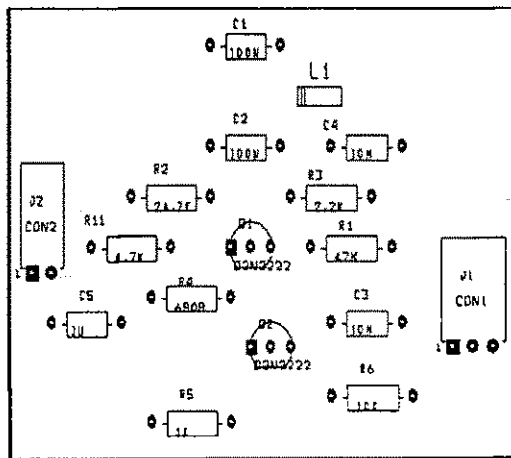
Anexo C- Diagrama do Oscilador Colpitts e Leiaute

Oscilador Colpitts

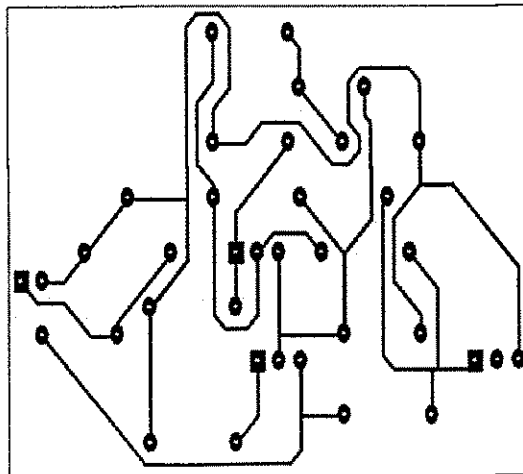


Placa do Circuito Oscilador de Colpitts

Distribuição dos componentes na placa (face superior)



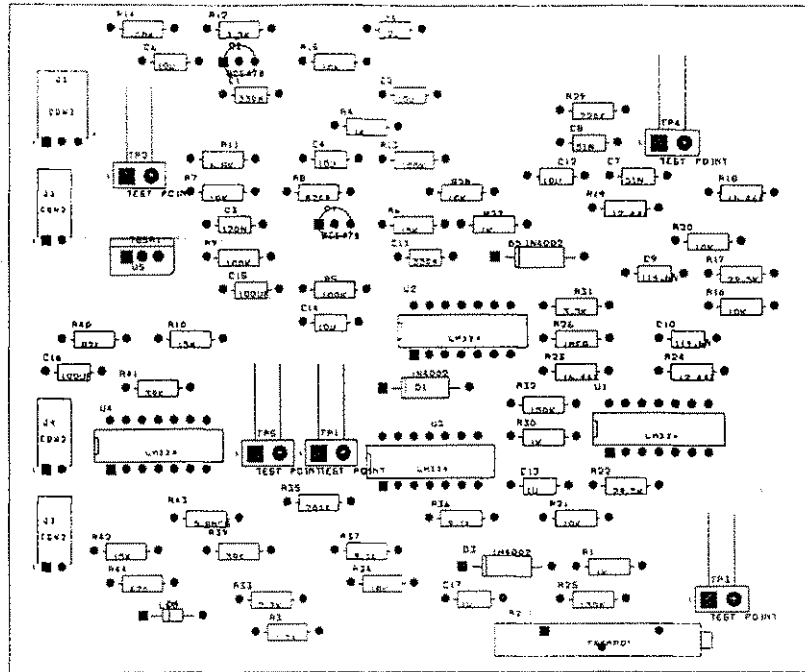
Leiaute do circuito (face inferior)



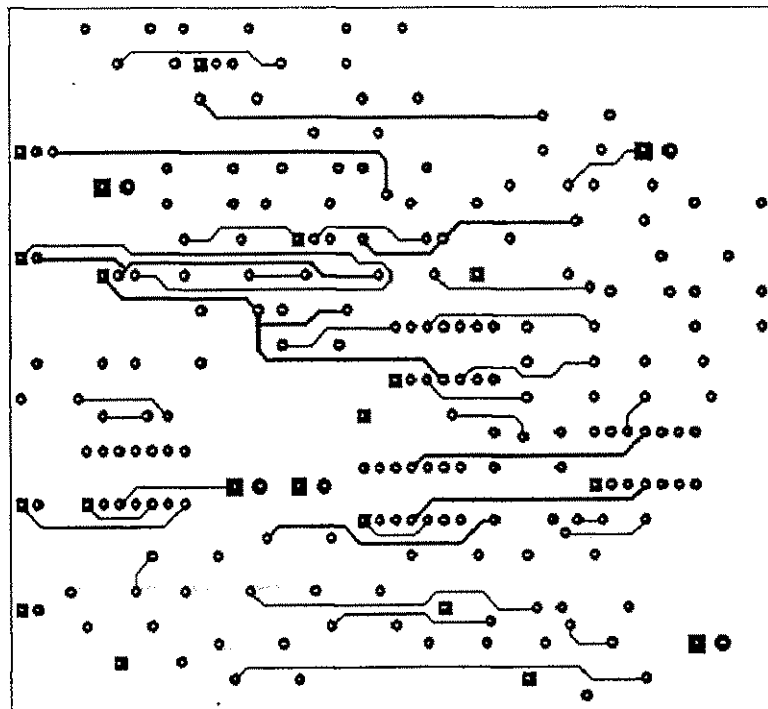
Anexo D – Leiante do Circuito Impresso da Placa 1

Placa do Circuito Analógico de Tratamento do sinal de Ultra-som

Distribuição dos componentes na placa (face superior)

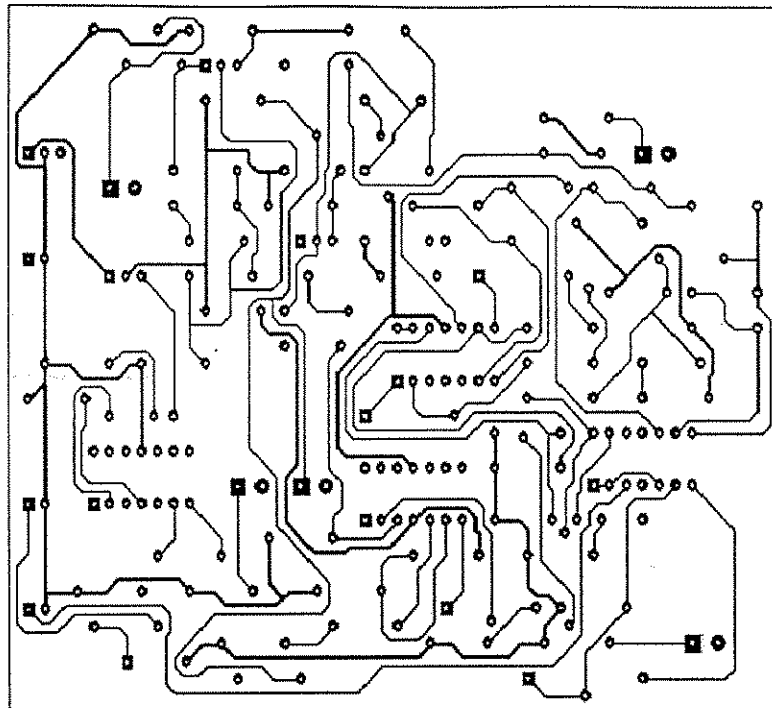


Leiante do circuito Analógico (face superior)



Anexo D – Leiaute do Circuito Impresso da Placa 1

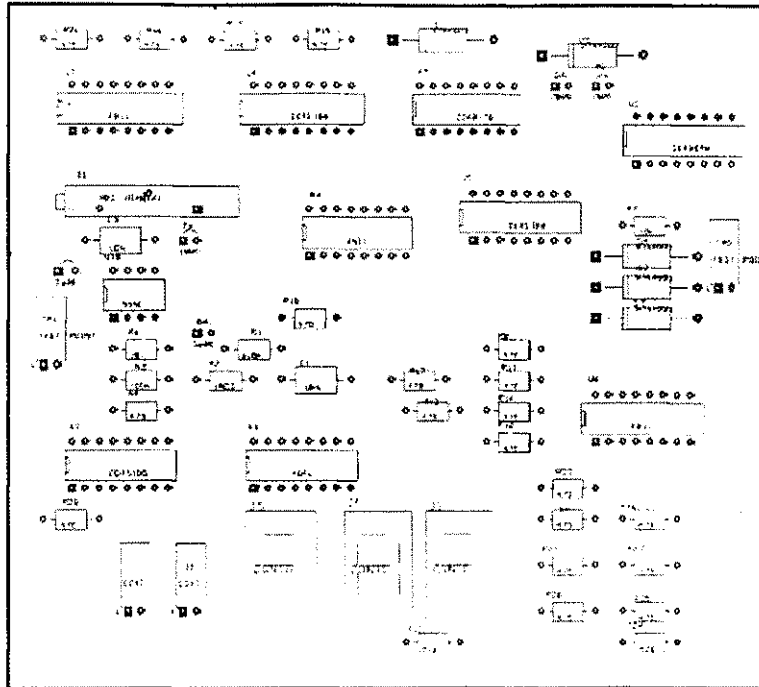
Leiaute do circuito Analógico (face inferior)



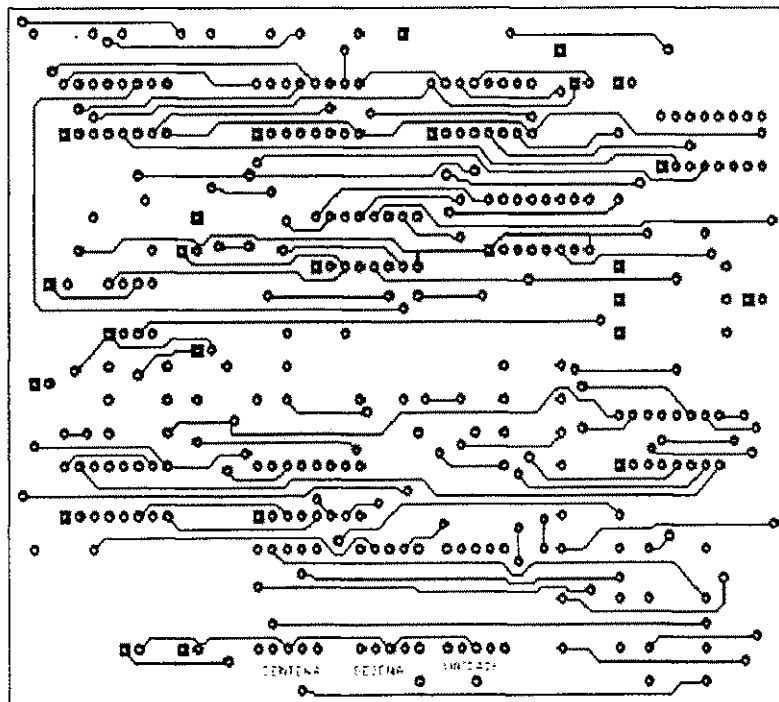
Anexo E – Leiaute do Circuito Impresso da Placa 2

Placa do Circuito Digital de Tratamento do sinal de Ultra-som

Distribuição dos componentes na placa digital (face superior)

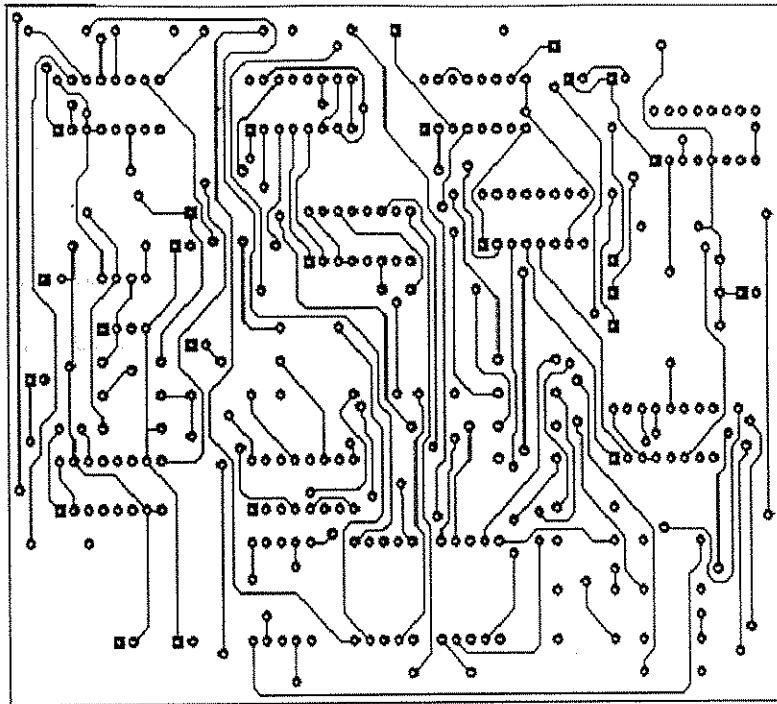


Leiaute do circuito digital (face superior)



Anexo E – Leiaute do Circuito Impresso da Placa 2

Leiaute do circuito digital (face inferior)



Este anexo contém de forma sucinta a teoria dos tópicos utilizados na elaboração do *software*, cujo desenvolvimento atende ao microcontrolador MC68HC11. O *software* elaborado utilizou recursos de memória, registradores de uso geral e controle, portas de comunicação, acumulador de pulso, de interrupção em tempo real e instruções de programação.

Microcontrolador MC68HC11

No ano de 1970 surgiu um componente eletrônico que provocou uma “revolução” para a humanidade: o microprocessador. Este dispositivo era ligado à memória e dispositivos de entrada e saída, e poderia ser utilizado em qualquer aplicação de controle e automação.

Decorrido dez anos (1980) apareceu outro componente tão importante quanto o microprocessador, mas com aplicações mais dedicadas ao controle e automação: o microcontrolador: Um microcontrolador é uma pastilha que contém na sua estrutura interna, além da CPU, outros sub-sistemas como memórias (RAM, ROM, EEPROM), dispositivos de entrada e saída, comunicação serial, temporizadores, contadores e nos processos de fabricação mais recente apresentam também conversores A/D e D/A. O custo final foi reduzido, motivo pelo qual rapidamente se popularizou e hoje vemos sua utilização muito diversificada, como em: automóveis, toca-fitas, televisor, filmadora, máquinas de lavar roupa, estabilizadores, *no-breaks*, impressoras, *scanner*, etc.

O circuito integrado HCMOS MC68HC11A8 é um microcontrolador avançado de 8 bits, com avançada capacidade de conexão de periférico ao *chip* (microcontrolador). A velocidade do barramento interno é de 2MHz.

1. Característica do MC68HC11A8

- 256 bytes de RAM;
- 512 Bytes de EEPROM;
- 16 bits no sistema de temporização;
- 8 bits no circuito acumulador de pulso;
- Interface Serial Periférica (SPI);
- Interface de Comunicação Serial (SCI);
- Oito canais de 8 bits de Conversor Analógico Digital;
- Circuito interruptor em tempo real;
- *Watchdog System* (Sistema de vigilância - COP - Computer Operating Properly).

Existem dois modelos de encapsulamento do MC68HC11A8, com 52 pinos (plastic leaded chip carrier - PLCC, Figura 1.1b) e 48 pinos em *dual-in-line package* (DIP, Figura 1.1a).

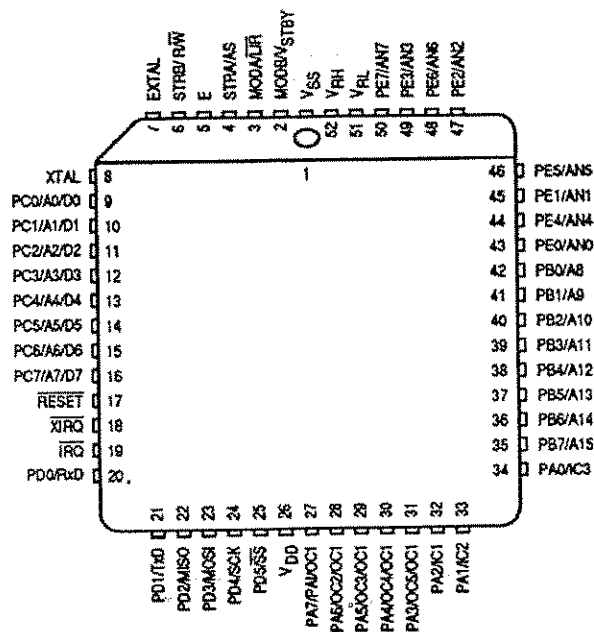


Figura 1.1a: Pinagem do MC68HC11A8

Anexo F – Microcontrolador MC68HC11

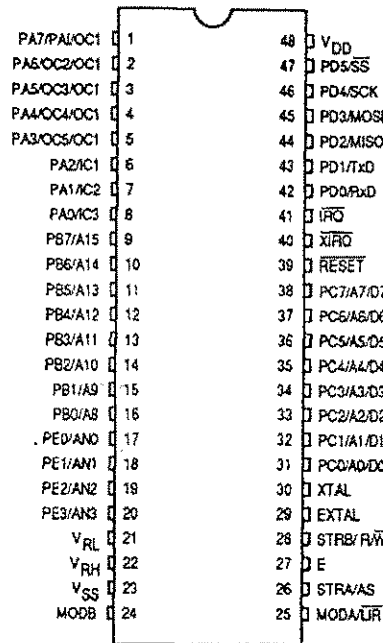


Figura 1.1b: Pinagem do MC68HC11A8

Temos apresentado na Figura 1.2 o diagrama de bloco do MC68HC11A8.

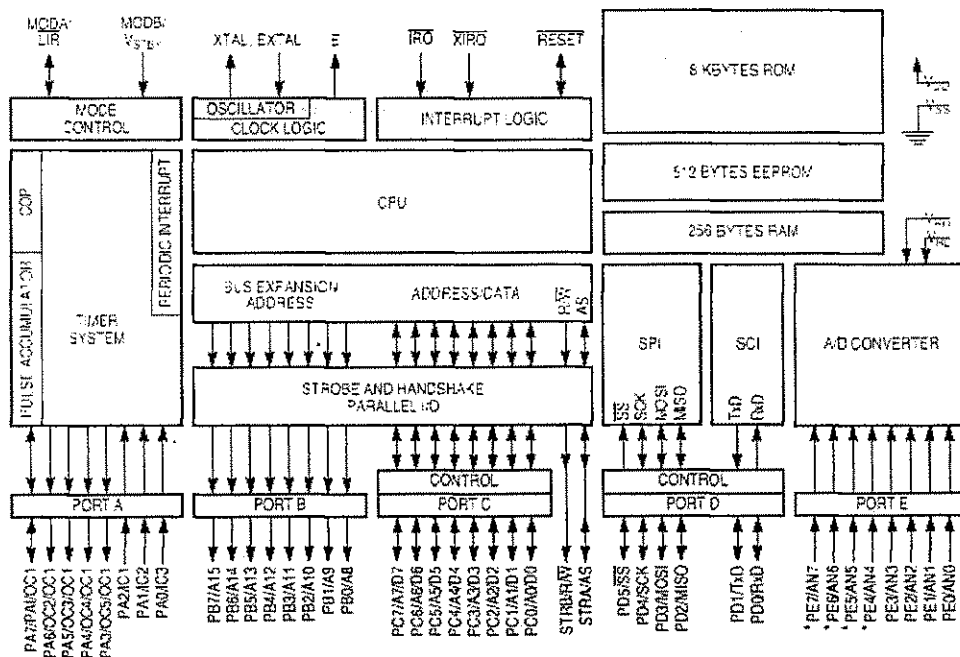


Figura 1.2: Diagrama de bloco do MC68HC11A8

O circuito usado no MC68HC11A8 é uma tecnologia de alta densidade CMOS, que combina menor tamanho e maior velocidade, baixa potência e elevada imunidade a ruído.

Anexo F – Microcontrolador MC68HC11

Para demonstrar as capacidades do microcontrolador, a EVB (Evaluation board) foi projetada junto com o monitor/programa depurador chamado BUFALLO (Bit User Fast Friendly Aid to Logical Operations). Este programa monitor está contido na EPROM (externa a MCU).

O microcontrolador MC68HC11A8 é considerado pela Motorola, como o microcontrolador padrão da família MC68HCxx.

A tabela 1.1 resume as características da família do MC68HC11.

Tabela-1.1: Membros da família MC68HC11

Chip	RAM bytes	EEPROM bytes	ROM bytes	A/D bits	Clock de operação MHz
MC68HC11A1	256	512	0	8	0 - 2
MC68HC11A8	256	512	8k	8	0 - 2
MC68HC11E2	256	2k	0	8	0 - 2
MC68HC11F1	1k	512	0	8	0 - 2
MC68HC11G7	512	0	24k	10	0 - 2
MC68HC11E8	512	0	12k	8	0 - 2
MC68HC11K3	768	0	24k	8	0 - 2
XC68HC11N4	768	640	24k	8	0 - 2
MC68HC11D3	192	0	4k	-	

Observações:

- o microcontrolador XC68HC11N4 possui um co-processador matemático de 16 bits;
- na família MC68HC11xx a tensão de operação é de 4,5 a 5,5Volts;
- a série D não possui o conversor A/D para permitir CI de 40 pinos.

2 Registradores e memória do MC68HC11

2.1 Microcontrolador MC68HC11

O MC68HC11 da Motorola é um sistema microcontrolador de 8 bits implementado em um único chip com tecnologia VLSI MOS.

2.2 Registradores Internos

O microcontrolador MC68HC11 possui dois conjuntos de registradores internos: os registradores de uso geral e os registradores de controle da CPU.

2.2.1 Registrador de Uso Geral

- Acumulador A e B são registradores de 8 bits usados para comunicar com a memória ou I/O e operações aritméticas. O acumulador D é usado para operação de manipulação e operação aritmética em 16 bits.
- Registrador X e Y são usados para endereçamento indexado, e pode ser usado como apontador para tabela de dados para manipulação.
- Stack pointer é uma área da RAM usada para armazenar dados temporariamente. É um registrador de 16 bits, que é usado quando chamada uma sub-rotina.
- Contador de programa (PC), é um registrador de programa de 16 bits que armazena a próxima instrução a ser executada.
- Registrador código de condição (CCR) contém 8 bits que registram a condição de uma instrução que foi executada. São eles: *Carry Flag (C)*, *Overflow Flag (V)*, *Zero Flag (Z)*, *Negative Flag (N)*, *Half-Carry Flag (H)*, Máscara de Interrupção (I), Máscara de Interrupção (X), *Stop Disable (S)*.

Anexo F – Microcontrolador MC68HC11

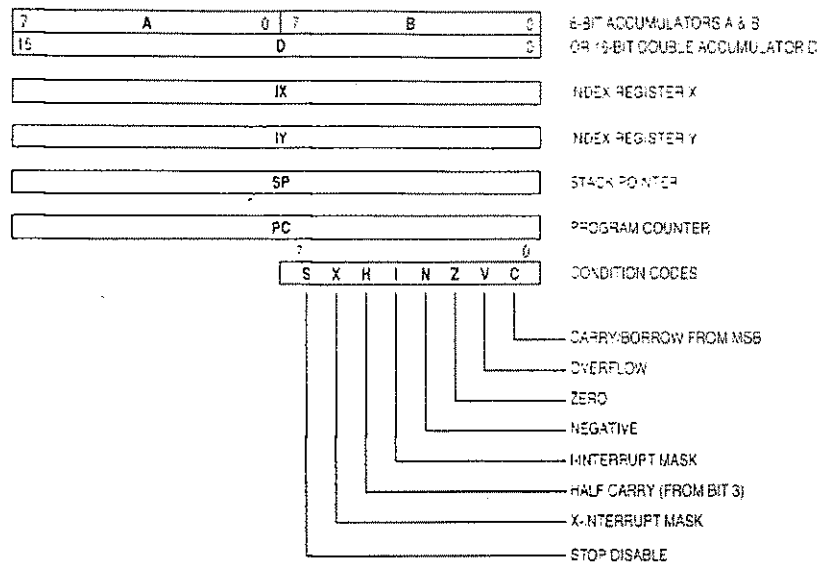


Figura 2.1 Registradores de uso geral do MC68HC11

2.2.2 Registradores de controle

O microcontrolador MC68HC11 possui (64) sessenta e quatro registradores internos, além dos registradores de uso geral. Esses registradores são utilizados para determinar as condições de controle e inicialização do microcontrolador.

Os endereços desses registradores são determinados pelo conteúdo do registrador de inicialização, e a configuração básica de operação do MC68HC11 é determinada pelo conteúdo do registrador de configuração.

É importante lembrar que qualquer alteração nos registradores de controle deve ser realizada somente nos primeiros 64 ciclos de máquina após o reset.

Apresentamos na Figura 2.2, os 64 registradores de controle do MC68HC11.

Anexo F – Microcontrolador MC68HC11

	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0		
S1000	Bit 7	–	–	–	–	–	–	Bit 0	PORTA	I/O Port A
S1001									Reserved	
S1002	STAF	STAI	CWOM	HNDS	OIN	PLS	EGA	INVB	PIOC	Parallel I/O Control Register
S1003	Bit 7	–	–	–	–	–	–	Bit 0	PORTC	I/O Port C
S1004	Bit 7	–	–	–	–	–	–	Bit 0	PORTB	Output Port B
S1005	Bit 7	–	–	–	–	–	–	Bit 0	PORTCL	Alternate Latched Port C
S1006									Reserved	
S1007	Bit 7	–	–	–	–	–	–	Bit 0	DDRC	Data Direction for Port C
S100E			Bit 5	–	–	–	–	Bit 0	PORTD	I/O Port D
S1009			Bit 5	–	–	–	–	Bit 0	DDRD	Data Direction for Port D
S100A	Bit 7	–	–	–	–	–	–	Bit 0	PORTE	Input Port E
S100B	FOC1	FOC2	FOC3	FOC4	FOC5				CFORC	Compare Force Register
S100C	OCIM7	OCIM6	OCIM5	OCIM4	OCIM3				OCIM	OC1 Action Mask Register
S100D	OC1D7	OC1D6	OC1D5	OC1D4	OC1D3				OC1D	OC1 Action Data Register
S100E	Bit 15	–	–	–	–	–	–	Bit 8	TCNT	Timer Counter Register
S100F	Bit 7	–	–	–	–	–	–	Bit 0		
S1010	Bit 15	–	–	–	–	–	–	Bit 8	TIC1	Input Capture 1 Register
S1011	Bit 7	–	–	–	–	–	–	Bit 0		
S1012	Bit 15	–	–	–	–	–	–	Bit 8	TIC2	Input Capture 2 Register
S1013	Bit 7	–	–	–	–	–	–	Bit 0		
S1014	Bit 15	–	–	–	–	–	–	Bit 8	TIC3	Input Capture 3 Register
S1015	Bit 7	–	–	–	–	–	–	Bit 0		
S1016	Bit 15	–	–	–	–	–	–	Bit 8	TOC1	Output Compare 1 Register
S1017	Bit 7	–	–	–	–	–	–	Bit 0		
S1018	Bit 15	–	–	–	–	–	–	Bit 8	TOC2	Output Compare 2 Register
S1019	Bit 7	–	–	–	–	–	–	Bit 0		
S101A	Bit 15	–	–	–	–	–	–	Bit 8	TOC3	Output Compare 3 Register
S101B	Bit 7	–	–	–	–	–	–	Bit 0		
S101C	Bit 15	–	–	–	–	–	–	Bit 8	TOC4	Output Compare 4 Register
S101D	Bit 7	–	–	–	–	–	–	Bit 0		
S101E	Bit 15	–	–	–	–	–	–	Bit 8	TOC5	Output Compare 5 Register
S101F	Bit 7	–	–	–	–	–	–	Bit 0		

Anexo F – Microcontrolador MC68HC11

	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0		
\$1020	OM2	OL2	OM3	OL3	OM4	OL4	OM5	OL5	TCTL1	Timer Control Register 1
\$1021			EDG1B	EDG1A	EDG2B	EDG2A	EDG3B	EDG3A	TCTL2	Timer Control Register 2
\$1022	OC1I	OC2I	OC3I	OC4I	OC5I	IC1I	IC2I	IC3I	TMSK1	Timer Interrupt Mask Register 1
\$1023	OC1F	OC2F	OC3F	OC4F	OC5F	IC1F	IC2F	IC3F	TRLS1	Timer Interrupt Flag Register 1
\$1024	TOI	PTI	PACVI	PAI			PR1	PR0	TMSK2	Timer Interrupt Mask Register 2
\$1025	IOF	RTI	PACVF	PAIF					TRLS2	Timer Interrupt Flag Register 2
\$1026	DCRA7	PKEN	PAMOC	PEDGE			RIP1	RTR0	PACTL	Pulse Accumulator Control Register
\$1027	Bit 7	-	-	-	-	-	-	Bit 0	PACNT	Pulse Accumulator Count Register
\$1028	SPIE	SPE	DYOM	VSTR	CPOL	CPHA	SPR1	SPR0	SPCR	SPI Control Register
\$1029	SPIF	WDDL		MODF					SFSR	SPI Status Register
\$102A	Bit 7	-	-	-	-	-	-	Bit 0	SPDR	SPI Data Register
\$102B	TCLR		SCP1	SCP0	RCKB	SCR2	SCR1	SCR0	BAUD	SCI Baud Rate Control
\$102C	R8	T8		M	WAKE				SCCR1	SCI Control Register 1
\$102D	TIE	TCIE	RIE	ILIE	TE	RE	RWU	SBK	SCCR2	SCI Control Register 2
\$102E	TRDE	TC	RDRF	IDLE	OR	NF	FE		SCSR	SCI Status Register
\$102F	Bit 7	-	-	-	-	-	-	Bit 0	SCDR	SCI Data (Read RDR, Write TDR)
\$1030	CCF		SCAN	MULT	CD	CC	CB	CA	ADCTL	A/D Control Register
\$1031	Bit 7	-	-	-	-	-	-	Bit 0	ADRI	A/D Result Register 1

Figura 2.2 Registradores de controle

2.3 Modo de Operação

O microcontrolador MC68HC11 apresenta quatro modos de operação distintos:

Tabela 2.1: Modo de operação

Pino MODB	Pino MODA	Modo de operação
1	0	Single chip
1	1	Multiplexado Expandido
0	0	Bootstrap
0	1	Special test

Single chip - neste modo o microcontrolador não utiliza as vias de dados e endereços externos; neste caso as portas B, C e os pinos STRA e STRB, estão disponíveis como I/O de propósito geral.

Anexo F – Microcontrolador MC68HC11

Multiplexado expandido - neste modo o microcontrolador tem a capacidade de endereçar 64 kbytes de memória (as portas B e C são usadas como vias de endereços e de dados multiplexados). A separação entre dados e endereço é feita por um latch externo (74HC373), que é gatilhado pelo sinal de strobe (controle) no pino STRA/AS.

Bootstrap - neste modo de operação as locações \$BF400 a \$BFFF são usadas pelos vetores de inicialização (RESET). O programa de inicialização (boot) usa a SCI (interface de comunicação serial) para ler 256 bytes do programa localizado na RAM (\$0000 a \$00FF), sendo o controle passado automaticamente para a locação \$0000, após o byte localizado em \$00FF ter sido lido.

Special test - é originalmente destinado à fase de testes de produção da Motorola. Similar ao modo expandido, porém a segurança do sistema é reduzida, uma vez que não há proteção para os registradores internos que configuram o microcontrolador.

Tabela 2.2 Tabela define função das portas conforme seleção dos modos

Port-Bit	Single Chip and Bootstrap Mode	Expanded Multiplexed and Special Test Mode
A-0 A-1 A-2 A-3 A-4 A-5 A-6 A-7	PA0/IC3 PA1/IC2 PA2/IC1 PA3/OC5/OC1 PA4/OC4/OC1 PA5/OC3/OC1 PA6/OC2/OC1 PA7/PA/OC1	PA0/IC3 PA1/IC2 PA2/IC1 PA3/OC5/OC1 PA4/OC4/OC1 PA5/OC3/OC1 PA6/OC2/OC1 PA7/PA/OC1
B-0 B-1 B-2 B-3 B-4 B-5 B-6 B-7	PB0 PB1 PB2 PB3 PB4 PB5 PB6 PB7	A8 A9 A10 A11 A12 A13 A14 A15
C-0 C-1 C-2 C-3 C-4 C-5 C-6 C-7	PC0 PC1 PC2 PC3 PC4 PC5 PC6 PC7	A0/D0 A1/D1 A2/D2 A3/D3 A4/D4 A5/D5 A6/D6 A7/D7
D-0 D-1 D-2 D-3 D-4 D-5	PD0/RXD PD1/TXD PD2/MISO PD3/MOSI PD4/SCK PD5/SS STRA STRB	PD0/RXD PD1/TXD PD2/MISO PD3/MOSI PD4/SCK PD5/SS AS R/W
E-0 E-1 E-2 E-3 E-4 E-5 E-6 E-7	PE0/AN0 PE1/AN1 PE2/AN2 PE3/AN3 PE4/AN4## PE5/AN5## PE6/AN6## PE7/AN7##	PE0/AN0 PE1/AN1 PE2/AN2 PE3/AN3 PE4/AN4## PE5/AN5## PE6/AN6## PE7/AN7##

Not bonded in 48-pin versions

2.4 Portas de Comunicação

Descrevemos as operações das portas de I/O paralelas do MC68HC11, que incluem as portas de leitura e escrita, bem como operações de *strobe* (controle) e *handshake* (confirmação de conexão).

As portas de comunicação A, B, C, D e E, dependendo do modo de operação e/ou do tipo de programação, podem servir a outros subsistemas como os de temporização, *strobe*, *handshake* e comunicação serial.

Cada uma das portas paralelas possui um registrador associado, onde os dados são lidos ou escritos, nas operações de entrada ou saída.

As portas A, D e E têm sinal independente do modo de operação.

Porta A - A função do subsistema temporizador principal (TIMER) e Acumulador de Pulso, bem como as de I/O de propósito geral da CPU compartilham da porta A. Pode ser configurada para: três entradas de captura (IC1, IC2 e IC3), quatro saídas de comparação (OC1, OC2, OC3 e OC4) e uma entrada de acumulador de pulso.

Porta B - quando operando no modo single-chip todas as portas B são pinos de saída. Quando no modo expandido todas os pinos da porta B funcionam como endereço de alta ordem para sinal de saída, conforme indicado na tabela 2.2.

Porta C - no modo de operação single-chip todos os pinos da porta C são pinos de entrada e saída de uso geral e são bidirecionais. Quando no modo multiplexado expandido todos os pinos da porta C são configurados como sinais de endereços / dados multiplexados.

Porta D - os pinos PD0 a PD5 podem ser usados como sinais de entrada e saída de propósito geral (bidirecional). Os pinos D podem ser usados como interface periférica de comunicação (SCI - interface de comunicação serial e SPI - interface de comunicação paralela).

Porta E - é usada com entrada de propósito geral ou como canal do conversor analógico / digital; tem 8 bits, cujo único sentido é o de entrada.

2.5 Memória interna e externa

O mapa de memória é composto de cada modo de operação, como mostrado na Figura 2.3, que apresenta o endereço da memória em Hexa, e define o tipo de memória: RAM, ROM ou EEPROM.

O modo de operação single-chip não gera endereço externo. No modo multiplexado expandido, a localização de memória é basicamente a mesma do modo de operação *single-chip*.

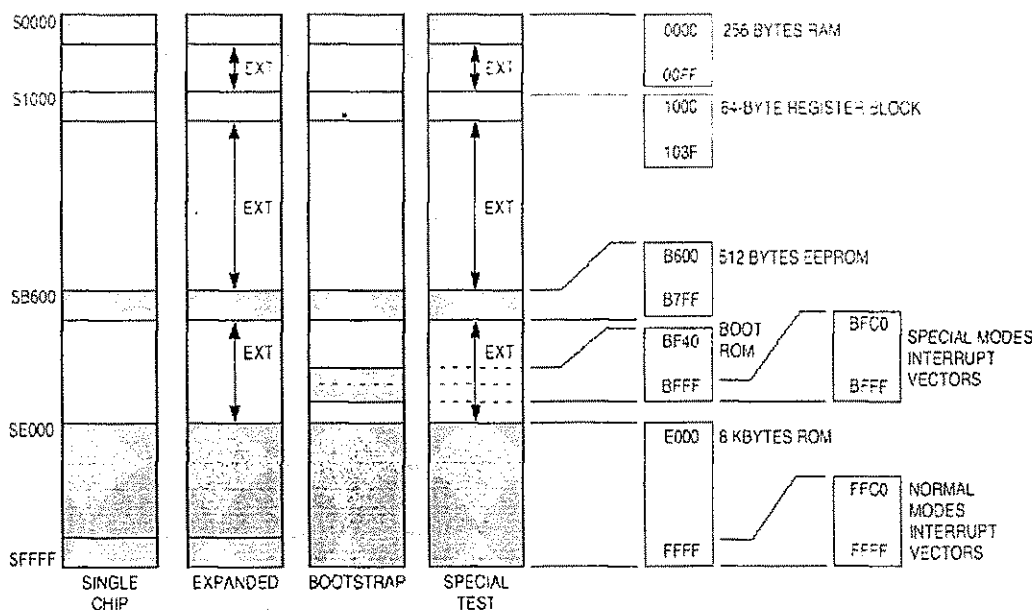


Figura 2.3 Mapa de memória

Os registradores de controle INIT (\$103D) e CONFIG (\$103F) definem pontos de localização novos para os endereços de memória RAM, ROM e EEPROM.

	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0	
\$103D	RAM3	RAM2	RAM1	RAM0	REG3	REG2	REG1	REG0	INIT
\$103F	0	0	0	0	NOSEC	NOCOP	ROMON	EEON	CONFIG

Cada um dos bits apresentados tem um significado na condição de controle e inicialização do microcontrolador. Lembramos que os dados escritos nos registradores de controle devem ser efetuados uma vez, dentro dos 64 ciclos de relógio (clock) depois de um *reset*.

3. Funcionamento do MC68HC11

3.1 Modo de endereçamento

Define o modo como uma instrução e obtém o dado requerido para sua execução. São seis modos:

- a. imediato;
- b. direto;
- c. estendido;
- d. indexado;
- e. relativo;
- f. inerente.

Tabela 3.1: Caractere usado em declarações

Símbolo	Tipo de Dado
#	Endereçamento imediato
\$	Hexa
@	Octal
%	Binário
,	Caractere ASCII
nada	Decimal

Endereçamento Imediato - o símbolo (#) é usado para indicar um endereçamento imediato e é escrito antes do dado. Ex. LDAB #\$15.

Endereçamento Direto - a faixa desse modo de endereçamento é 256 bytes. É inerente à própria instrução. Ex. ADDA \$00 (ACCA + \$00 → ACCA).

Endereçamento Estendido (EX) - Neste modo o segundo e o terceiro byte (segundo o opcode) contêm o endereço do operando.

Ex. DEC \$0000 ((\$0000)-1 → (\$0000)).

Endereçamento Indexado (INX, INY) - usa o conteúdo do registrador indexado X ou Y e o coloca no endereço efetivo.

Ex. SUBB 0,X (ACCB - endereço IX → ACCB).

Endereçamento Relativo - este modo é usado para instruções de desvio. Se a condição de desvio é verdadeira, o conteúdo do *offset* é adicionado ao conteúdo do

Anexo F – Microcontrolador MC68HC11

contador de programa (PC) da instrução seguinte para formar o endereço do desvio efetivo. Caso contrário, o controle vai para a próxima instrução. Ex. BRA 7F (1=1 ?).

Endereçamento Inerente - Todas as instruções estão contidas no *opcode* (código de operação). Os operandos (se houver), são registradores e nenhuma referência à memória é necessária. Ex. ABA (ACCA + ACCB → ACCA).

4. Unidades de Memória

O MC68HC11A8 contém internamente as seguintes memórias: uma ROM de 8k bytes, uma RAM de 256 bytes e uma EEPROM de 512 bytes.

4.1 A ROM

A principal utilidade da ROM é manter gravados e inalteráveis programas aplicativos de cliente, que utilizem MCU's no desenvolvimento de produtos para aplicações. Ela pode ser desabilitada através do registrador de controle de configuração, CONFIG.

O MC68HC11A8 tem duas ROM's internas separadas: a ROM do usuário (para programas definidos pelo usuário) com 8k bytes e a ROM *bootloader* (que contém o programa *bootloader*). A ROM do *bootloader* controla o processo de carregamento de programas no modo Special Bootstrap. No modo de operação normal esta ROM é desativada.

4.2 A RAM

A RAM do MC68HC11A8 (interna) tem 256 bytes e é do tipo estática; é usada para armazenamento temporário de dados, uma vez que se trata de uma memória volátil (perde seus dados quando é desligada a alimentação).

Os 256 bytes da RAM da MCU podem ser relocados de 4k em 4k bytes do endereço inicial, para qualquer local dentro dos 64k bytes de espaço nos mapas de memória da MCU.

A posição da RAM e dos registradores de I/O dentro dos 64k bytes de endereços é controlada pelo registrador INIT (\$103D).

4.3 A EEPROM

A EEPROM é normalmente usada para guardar informações semipermanentes, tais como, tabelas, dados pessoais ou informações de produtos. Ela também pode ser usada como memória de programa, pois sua natureza não-volátil comporta programas que não se adequam à falta de energia.

Anexo F – Microcontrolador MC68HC11

No MC68HC11A8 a tensão de alimentação, VDD, é da ordem de 5V, e a tensão VPP de programação/gravação da EEPROM é de cerca de 20V, sendo gerada internamente a partir de VDD.

O registrador PPROG define o controle da EEPROM.

5. Interface de comunicação

5.1 Interface de Comunicação Serial Síncrona (SPI)

A SPI (Serial Peripheral Interface - Interface Periférica Serial) provê comunicação serial síncrona de alta velocidade, com periféricos ou outras unidades microcontroladoras (MCU's) que, geralmente, são localizadas no mesmo cartão de circuito impresso.

A SPI é bastante flexível para realizar a interface diretamente com periférico padrão de diversos fabricantes. Ela pode atingir taxas de transmissão de bits tão altas quanto 1Mbits/s, configurada como mestre, e 2 Mbits/s, como escravo.

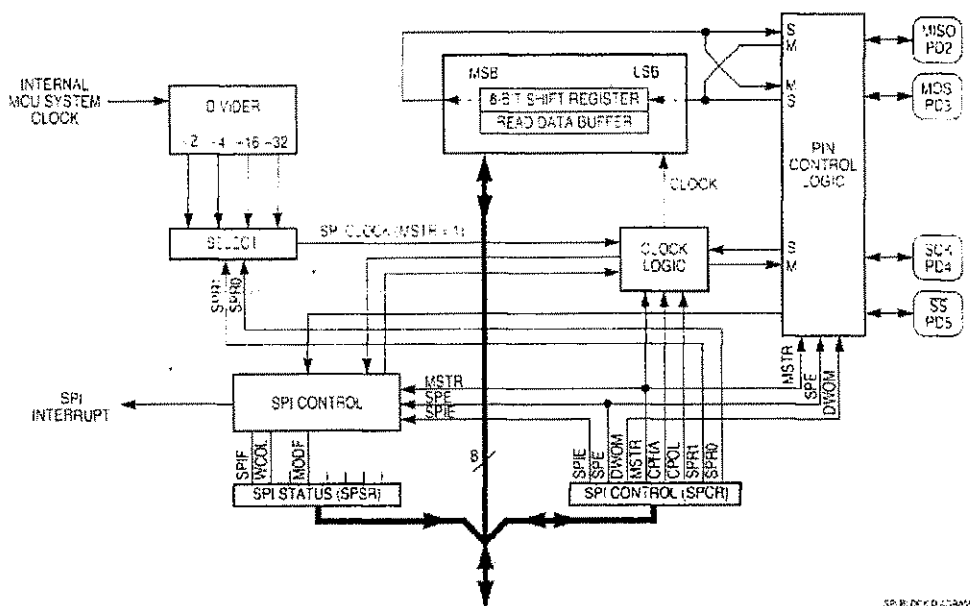


Figura 5.1: Diagrama de blocos do subsistema SPI

Na SPI, existem quatro pinos de I/O associados com sinais de transferência de dados: o SCK (Spi Clock), o SS (Slave Select), as linhas MOSI (Master Out Slave In) e MISO (Master In Slave Out).

Tabela 5.1: Pinos do MC68HC11 para uso em SPI

Pino correspondente	Pino associado A SPI
PD2	MISO
PD3	MOSI
PD4	SCK
PD5	SS

Os registradores de controle da SPI são: SPCR (\$1028), SPSR (\$1029) e SPDR (\$102A).

5.2 Interface de Comunicação serial Assíncrona (SCI)

A SCI (Serial Communication Interface - Interface de Comunicação Serial) é usada para conectar um terminal de vídeo, microcomputador ou outras MCU's, amplamente distribuídas, formando uma rede de comunicação assíncrona.

A SCI é um sistema full duplex, assíncrono do tipo UART (Universal Asynchronous Receiver-Transmitter - Transmissor-Receptor Universal Assíncrono), que usa o formato padrão NRZ (non-return-zero - não retorno a zero). O usuário pode providenciar *buffers* externos de deslocamento de níveis, adequando ao protocolo RS-232 ou RS-422.

Tabela 5.2: Pinos do MC68HC11 para uso em SCI

Pino correspondente	Interface de comunicação Serial assíncrona
PD0	Rx
PD1	Tx

A Interface de Comunicação Serial Assíncrona, SCI, é configurada e controlada por cinco registradores, são eles: BAUD (\$102B), SCSR (\$102E), SCDR (\$102F) e SCCR2 (\$102D).

SCDR (Serial Communications Data Register)- este registrador executa duas funções: age como receptor do registrador de dados quando lê e como transmissor registrador de dados quando transmite .

SCCR1 (Serial Communications Control Register 1)- fornece o controle de bit que: 1) determina o tamanho da palavra, 2) seleciona o método usado para despertar a característica.

SCCR2 (Serial Communications Control Register 2)- promove o controle de bits que habilita/desabilita a função individual SCI.

SCSR (Serial Communications Status Register)- fornece entradas para interromper circuitos lógicos para geração da interrupção do SCI.

BAUD (Baud Rate Register) - seleciona as diferentes taxas de transferência que podem ser usadas para o transmissor e receptor.

6. Timer

O TIMER tem como dispositivo básico um contador autônomo (free-running) de 16 bits, com um divisor (prescaler) programável de 4 estágios. Alguns circuitos com funções específicas são conectados ao contador autônomo, tais como: 1) o circuito de interrupção periódica, programável por *software*, denominado de RTI (Real Timer Interrupt - Interrupção em tempo real); 2) o circuito que cumpre a função supervisora do COP (Computer Operating Properly - operação correta de processamento); 3) o circuito acumulador de pulso (Pulse Accumulator).

A arquitetura do TIMER, juntamente com seu *software* específico, permite o desenvolvimento de soluções simples para muitos problemas práticos, como por exemplo: medições de largura de pulso, frequência e duração de eventos; além de contagem de eventos, etc.

Para a MCU, o tempo, como grandeza física, é representado por um contador autônomo de 16 bits, que é o elemento central do temporizador principal. Uma entrada de captura pode ser usada para anotar o tempo (ou seja, o conteúdo do contador), no qual algum evento externo ocorra. O instante em que uma borda selecionada for detectada num pino de entrada de captura do TIMER implica o tempo no qual o evento ocorreu. Este tempo é salvo no registrador da respectiva entrada de captura de 16 bits.

A partir de sucessivas anotações de tempos, referentes a um sinal que esteja sendo recebido em uma das entradas de captura, seu período e/ou sua largura de pulso podem ser determinados por *software*. Para se medir o período de um sinal, devem ser amostradas duas bordas sucessivas de mesma polaridade (ascendente ou descendente). Para se medir a largura de um pulso, devem ser amostradas duas bordas sucessivas com polaridade alternada. A diferença entre os tempos em que essas bordas forem amostradas corresponde ao valor do período, no primeiro caso, ou da largura do pulso, no segundo caso. Enquanto o período ou a largura do pulso for menor do que a capacidade de 16 bits do contador, a medição será mais simples. Na prática, por *software*, pode-se contar os overflows e estender a faixa do contador para além dos 16 bits.

Os registradores de controle do Timer são: TCTL1 (\$1020), TCTL2 (\$1021), TMSK1 (\$1022), TFLG1 (\$1023), TMSK2 (\$1024) e TFLG2 (\$1025). O Registrador contador de tempo é TCNT (\$100E e \$100F) de 16 bits.

Desenvolvimento do software para o microcontrolador MC68HC11

```
*****
*CONTADOR DE TEMPO DE 30 SEGUNDOS E CONTADOR DE PULSO ARMAZENANDO EM C500 ATE C600*
*FAZER UM LED ACENDER P/ CONTADOR <120decimal, FAZER OUTRO LED ACENDER P/
*CONTADOR >160decimal
*Medir periodo usando PA0 como entrada dos pulsos a ser medido
*****
```

```
TCTL2 EQU $1021 ;define borda de captura do sinal de entrada em PA0
TIC3 EQU $1014 ;endereço do registrador de captura de entrada
TFLG1 EQU $1023 ;habilitador de captura de entrada
TFLG2 EQU $1025 ;habilitar timer overflow e rotina de interrupcao
```

```
*Linha inicial que programa os registradores PACTN, TMSK2, TFLG2, PACTL
*habilitar contador de pulso em PA7, RTI
```

```
ORG $C000 ;endereço de inicializacao
LDD #$D000 ;carregar registrador com valor imediato D000hexa
STD $00EC ;armazenar $D000 no end da rotina de interrupcao
LDAA #$53 ;programacao da rotina de interrupcao
STAA $1026 ;dado armazenado PACTL
LDAA #$40 ; dado de programacao de TMSK2
STAA $1024 ;registrador TMSK2
LDAA #$40 ;dado de programacao de TFLG2
STAA TFLG2 ;registrador TFLG2
LDD #$C500 ;endereço que e armazenado valor do contador de pulso
STD $0006 ;dado e armazenado no end $0006 e $0007
CLR $1004 ;zerar porta B
CLR $1000 ;zerar porta A
CLR $1027 ;zerar acumulador de pulso
LDD #$1F1E ;dados do temporizador
STD $0000 ;dados do temporizador armazenado no end $0000
LDAA #$A0 ;valor do bpm do feto maximo em hexa em 30 seg
STAA $0003 ;armazenar $A0hex no endereço $0003 batimento 160dec
LDAA #$3C ;valor do bpm do feto minimo em hexa
STAA $0004 ;armazenar $78hex no endereço $0004 batimento 120dec
```

```
*Dados para programa de armazenar dados da porta C e E
```

```
LDAA #$10 ;dado para habilitar Porta B4
STAA $0008 ;dado para habilitar Porta B4
LDAA #$20 ;dado para habilitar Porta B5
STAA $0009 ;dado para habilitar Porta B5
LDAA #$C3 ;contador em 3 passos para leitura da Porta C
STAA $0010 ;contador em 3 passos para leitura da Porta C
LDAA #$15 ;dado para operacao logica AND
STAA $0011 ;armazenar acumulador no endereço $0011
LDAA #$25 ;dado para operacao logica AND
STAA $0012 ;armazenar acumulador no endereço $0012
LDX #$C700 ;endereço inicial para armazenar dados da Porta C
STX $0013 ;endereço inicial para armazenar dados da Porta C
LDX #$C900 ;endereço final para armazenar dados da Porta C
STX $0015 ;endereço final para armazenar dados da Porta C
```

```
*Dados para medir periodo do batimento cardiaco em PA0 (200ms - 500ms)
```

```
LDAA #$01 ;carregar acumulador A com $01
STAA TCTL2 ;programar TCTL2 detetar borda positiva em IC3(PA0)
LDX #$C300 ;endereço para armazenar 1o. valor do periodo
STX $0023 ;armazenar $C300 no endereço $0023
LDAA #$00 ;coloco $00 no acumulador A
STAA $0022 ;armazenar acumulador A no endereço $0022
STAA $0029 ;endereço do no. de ciclo do temporizador (1o. e 2o.)
STAA $002A ;sinalizador de que houve borda positiva
LDX #$C200 ;endereço do contador do periodo T
STX $002B ;end que e armazenado C200
```

```
*Dados para medir 10 periodos de T (10T)
```

```
10T CLR $002D ;armazeno o valor 00 hexa no end $002D valor do periodo
LDAA #$01 ;coloco no acumulador A o valor 01 hexa
STAA $0030 ;armazeno o valor 01 no end $0030
```

Anexo F - Microcontrolador MC68HC11

```

LDX    #5C400;coloco no acumulador X 5C400 hexa end do periodo 10T
STX    $002E ;armazeno o valor C400 no end $002E
CLR    $0031 ;CONTADOR DE 0 A 0B (11) OU SEJA 10T
LOOP   CLI    ;zerar mascara de interrupcao

```

*Medir periodo do sinal que chega em PA0 periodo do batimento cardiaco

```

LOOP21 LDAA   TFLG1 ;clocar no acumulador A TFLG1
        BITA   #501 ;fazer Acumulador AND 501
        BEQ   LOOP21;se for zero desviar para LOOP21
        INC   $0031 ;somar 1 no end $0031
        LDAA   #501 ;colocar 01 no acumulador A
        STAA   TFLG1 ;fazer IC3F zero
        LDAA   $0031 ;carregar para o acumulador A o conteudo do end 0031
        CMPA   #501 ;fazer A-01
        BEQ   LOOP22;desvie se for
        LDAA   $0031 ;carregar para o acumulador A o conteudo do end 0031
        CMPA   #50B ;fazer acumulador A-0B
        BEQ   LOOP24;desvie se
        JMP   LOOP21;LOOP21

```

*Rotina para medir o periodo de 10T

```

LOOP22 LDD    TIC3 ;colocar em D o valor capturado do timer
        LDX    $002E ;carregar o conteudo do end 002E
        INX    ;incrementar X
        STD    0,X ;armazenar o conteudo de D no end X
        LDD    #FFFF;colocar em D FFFF
        SUBD   0,X ;fazer FFFF-conteudo do end X
        STD    0,X ;armazenar o resultado em X
        LDX    $002B ;carregar o conteudo do end 002B
        STD    0,X ;armazenar o conteudo de D no end X
        CLR    $002D ;zerar o conteudo do end 002D
LOOP30 JMP    LOOP21;pilar para LOOP21
LOOP24 LDD    TIC3 ;carregar para acumulador A conteudo de end TIC3
        LDX    $002B ;carregar para acumulador X conteudo de end 002B
        INX    ;fazer X+1
        INX    ;fazer X+1
        STD    0,X ;armazenar acumulador D no end X
        LDX    $002E ;carregar para acumulador X conteudo do end 002E
        INX    ;fazer X+1
        ADDD   0,X ;somar conteudo do acumulador D com conteudo do end X
        BCC   LOOP25;desvie para LOOP25 se carry for 1
        STD    0,X ;armazenar acumulador D no end X
        LDAA   $002D ;carregar acumulador A com dado do end 002D
        DEX    ;fazer X-1
        STAA   0,X ;armazenar acumulador A no end X
        JMP    LOOP26;pular para LOOP26
LOOP25 STD    0,X ;armazenar acumulador D no end X
        DEX    ;fazer X-1
        DEC    $002D ;fazer conteudo do end 002D -1
        LDAA   $002D ;colocar no acumulador A dado do end 002D
        STAA   0,X ;armazenar acumulador A no end X
LOOP26 CLR    $0031 ;zerar conteudo do end 0031

```

*Verificar se batimento esta entre 120pbm(240) e 160pbm(320) e parar
*se estiver fora dos valores estipulados

```

LDX    $002E ;colocar no acumulador X conteudo do end 002E
LDD    0,X ;colocar no acumulador D conteudo do end X
CPD    #54C4B;comparar D-4C4B
BGT    LOOP27;desviar para LOOP27 se for > que zero
CPD    #53938;comparar D-3938
BLT    LOOP27;desviar para LOOP27 se for > que zero
JMP    LOOP21;pular para LOOP21
LOOP27 SWI

```

*Rotina de interrupcao. Contador de tempo, armazenar dado do contador
*e armazenar dados da contracao uterina em 5C700 ate C900

```

ORG    $0000 ;inicio do RTI
LDAA   $0000 ;carrega acumulador A com dado do end $0000 (1Fhex)
DECA   ;decrementar dado do acumulador A
BEQ    LOOP2 ;se A=0 desvie para loop2
STAA   0000 ;armazenar acumulador A no end $0000
BRA    LOOP4 ;desvie sempre para loop4
LOOP2 LDAA   #51F ;colocar no acumuladorA o valor 51F hexa

```

Anexo F – Microcontrolador MC68HC11

```

STAA    $0000 ;armazenar dado do acumulador A no end $0000
LDAA    $0001 ;carrega acumulador A com dado do end $0001
DECA    ;decrementa acumulador A
BNE     LOOP3 ;desvia se resultado do acumulador A nao for zero

*Salvando dado do contador de pulso e sinalizando nivel de batimento alto e baixo
*usando PB0 - nivel alto e PB2 - nivel baixo

LDAA    $1027 ;colocar no acumulador A dado do end $1027
LDX     $0006 ;carregar no acumulador X dado do end $0006 e $0007
STAA    0,X   ;armazenar dado do acumulador A no end 0+X
LDAA    0,X   ;colocar no acumulador A dado do endereco 0+X($C500)
CMPA    $03   ;comparar dado do acumulador A com do endereco $0003 FHR
BGE     LOOP5 ;desviar para LOOP5 se >= a zero
LDAA    0,X   ;colocar no acumulador A dado do endereco 0+X($C500)
CMPA    $04   ;comparar dado do acumulador A com dado do endereco
0+X($C500)

BLT     LOOP6 ;desviar para LOOP6 se < zero
LDAA    #$30  ;zerar Porta B0 e B2
ANDA    $1004 ;zerar Porta B0 e B2 30hexa AND endereco do conteudo $1004
STAA    $1004 ;armazenar resultado da operacao no end $1004
JMP     LOOP7 ;pular para instrucao no LOOP7

LOOP5   LDAA    #$04 ;colocar no acumulador A o valor 04 hexa
        ORAA    $1004 ;fazer OR de 04hexa com conteudo do ender $1004
        ANDA    #$34 ;faz zerar PB0
        STAA    $1004 ;armazenar acumulador A na porta B (PB2)acende led
indicador nivel
alto
JMP     LOOP7 ;pular para instrucao no LOOP7
LOOP6   LDA     #$01 ;colocar no acumulador A o valor 01 hexa
        ORA     $1004 ;fazer OR de 01hexa com conteudo do ender $1004
        ANDA    #$31 ;faz zerar PB2
        STAA    $1004 ;armazenar acumulador na porta B (PB0)acende led indicador
nivel baixo
JMP     LOOP7 ;pular para instrucao no LOOP7
LOOP7   INX     ;somar 1 a acumulador X
        STX     $0006 ;armazenar acumulador X no end $0006 e $0007
        CLR     $1027 ;zerar dado do end $1027, zera contador
        LDAA    $01E ;carregar acumulador com valor $1Ehexa ou 30dec
        STAA    $0001 ;armazenar acumulador no end $0001
        CPX     #$C600 ;comparar valor do acumlador X com $C600
        BNE     LOOP4 ;desvie para loop4 se nao for zero
        SWI     ;parar quando comparador for zero

LOOP3   STAA    $0001 ;armazenar dado do acumulador A no end $0001
LOOP4   LDAA    #$40 ;colocar $40 no acumulador A
        STAA    $1025 ;armazenar acumulador A no end $1025 zerar flag

*Dados da contracao uterina e armazenado em C700 ate C900 primeiro timer
*zero (reset) contador. Ssegundo timer inicio contador. Terceiro timer
*paro contador e armazeno contagem em C700, o dado tem 16 bits
*dado entra na Porta C (dado mis significativo) e E (dado menos significativo)

LDAA    $0010 ;carrego dado do end 10 ($03)
CMPA    #$03 ;comparo $03 com dado do end $0010
BEQ     LOOP8 ;se =0 vou para LOOP8
CMPA    #$02 ;comparo end $0010 com dado $02
BEQ     LOOP9 ;se =0 vou para LOOP9
CMPA    #$01 ;comparo end $0010 com dado $01
BEQ     LOOP10;se =0 vou para LOOP10

*Paralizar contagem e salvar dado da Porta C na memoria C700
*e dado da Porta E em C701

LOOP10  LDAA    #$05 ;carrego acumulador A com $05
        ANDA    $1004 ;faco op AND do acum A com end 1004
        STAA    $1004 ;parar contagem do 4040 PB4=0 e PB5=0
        LDAA    $100A ;coloco no acumulador A dado do end 100A (porta E)
        LDX     $0013 ;carrego no acumulador X o end C700
        STAA    0,X   ;armazenar dado da Porta C (8bits)em C700
        INX     ;C700+1, somar 1 ao dado do acumulador IX
        LDAB    $1003 ;coloco no acumulador B dado do end 1003 (porta C)
        STAB    0,X   ;armazenar dado da porta E (8bits)em C701
        CPX     $0015 ;comparo X com dado do end 0015 e 0016
        BGT     LOOP12;se >$C900 desvia para LOOP12
        INX     ;incrementar X
        STX     $0013 ;armazenar dado IX no endereco $0013

```

Anexo F – Microcontrolador MC68HC11

```
LDAA    #03 ;colocar no acumulador A o valor 03hexa
STAA    $0010 ;armazenar acumulador A no endereco $0010
JMP     LOOP11;pular para LOOP11

*Iniciar contagem do CI 4040 PB5=1

LOOP9    LDAA    $0009 ;colocar no acumulador A dado do endereco $0009
        ADDA    $1004 ;somar dado do acumulador A com dado da Porta B ($1004)
        DEC     $0010 ;decrementar dado do endereco $0010
        ANDA    $0012 ;inicia contagem do 4040 faz PB5=1 e PB4=0
        STAA    $1004 ;armazenar dado do acumulador A no endereco $1004
        JMP     LOOP11;pular para LOOP11

*Darar (reset) saída do CI 4040 PB4=1

LOOP8    LDAA    $0008 ;colocar no acumulador A dado do endereco $0008
        ADDA    $1004 ;somar dado do acumulador A com dado da Porta B ($1004)
        ANDA    $0011 ;zerar saída do contador 4040 PB4=1 E PB5=0
        STAA    $1004 ;armazenar dado do acumulador A no endereco $1004
        DEC     $0010 ;decrementar dado do endereco $0010
        JMP     LOOP11;pular para LOOP11

LOOP12   LDX     #C700;colocar no acumulador X o valor imediato C700hexa
        STX     $0013 ;armazenar dado do acumulador X no endereco $0013 e $0014

*Rotina para determinar o no. de ciclos de 32,77ms em 10T

LOOP11   INC     $002D ;CONTADOR DO NO.DE OVERFLOW PARA 10T

        RTI     ;Retorna da interrupcao
```