



**UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR**

**FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE**



# **ELECTROHISTEROGRAFIA DINÂMICA INTRA-PARTO**

CONTRIBUIÇÃO PARA O DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO

DISSERTAÇÃO DO MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA

**ANDRÉ VIVEIROS MONTEIRO**

COVILHÃ, MAIO DE 2010



**UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR**

**FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE**



**Trabalho de Investigação do Mestrado Integrado em Medicina, pela Faculdade de Ciências de Saúde da Universidade da Beira Interior, apresentado para obtenção do grau de Mestre.**

**Realização:** André Viveiros Monteiro

**Orientação:** Professor Doutor José Martinez de Oliveira

Médico, especialista em Ginecologia-Obstetrícia

Professor Catedrático na Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade da Beira Interior

Director do Departamento de Saúde da Criança e da Mulher do

Centro Hospitalar Cova da Beira Beira, EPE



**UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR**

**FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE**



## **DECLARAÇÃO**

Eu, André Viveiros Monteiro, declaro por minha honra que este trabalho de investigação denominado “Electrohisterografia Dinâmica Intraparto – Contribuição para o Desenvolvimento de um Protótipo” é o resultado da minha investigação pessoal e independente, ainda que integrado numa equipe, sendo o seu conteúdo original e todas as fontes consultadas devidamente mencionadas no texto, nas notas e na bibliografia.

Declaro que a obtenção dos dados clínicos em estudo foi realizada após aprovação do Conselho de Administração, da Comissão de Ética e do Director do Departamento de Saúde da Criança e da Mulher do Centro Hospitalar Cova da Beira, EPE.

Declaro ainda que esta dissertação não foi enviada a nenhuma outra instituição, nem está a ser apresentada para obtenção de um outro qualquer grau para além daquele a que diz respeito.

O candidato,

---

Covilhã, Maio de 2010



**UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR**

**FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE**



## **DECLARAÇÃO**

Eu, José Martinez de Oliveira, declaro por minha honra que pelo acompanhamento da evolução do projecto, esta tese é o resultado do envolvimento pessoal e independente do candidato que está apto para defender o seu trabalho de investigação em provas públicas.

O orientador,

---

Covilhã, Maio de 2010

## **PENSAMENTO**

*"O sucesso nunca é definitivo e o fracasso nunca é fatal.  
É a coragem que conta."*

George F. Tiltonood

## AGRADECIMENTOS

O meu obrigado especial:

- Ao **Professor Doutor José Martinez de Oliveira**, que me propôs este desafio, e com quem tive o privilégio de beneficiar de todo o acompanhamento e saber desde o início, tornando possível o desenho metodológico e o desenvolvimento desta investigação. Obrigado pela disponibilidade e apoio com que sempre me acolheu e orientou;

- Ao **Professor Luiz Pereira**, Professor Auxiliar do Departamento de Física da Universidade de Aveiro, cujo contributo foi, sem dúvida, indispensável à concretização deste projecto. Assumiu toda a parte técnica inerente à construção do aparelho e acabou por assumir a função de co-orientador apesar de, no início não ter sido previsto como tal. Pela partilha da génese e do amadurecimento desta ideia, pela sua disponibilidade e simpatia constantes, pela dedicação na resolução de todos os contratemplos e por toda a apreciação e sugestões feitas ao trabalho, o meu sincero obrigado;

- Ao **Professor Pedro Araújo**, Professor Auxiliar do Departamento de Informática da Universidade da Beira Interior, pela partilha do conhecimento inerente à questão dos eléctrodos têxteis e da sua experiência na colheita de sinais;

- Aos meus amigos, em particular, **Emanuel Cabral e Marco Pimentel**, ambos engenheiros, que deram uma preciosa ajuda na compreensão de muitos dos termos da linguagem electrónica e informática necessários à parte técnica do desenvolvimento deste projecto;

- À minha **namorada e família** pelo apoio incondicional.

## RESUMO

O objecto do presente trabalho é a avaliação da actividade muscular uterina na gravidez, nomeadamente durante o trabalho de parto, através do estudo de sinais bioeléctricos do útero e do coração materno e fetal. Para o efeito foi construído um protótipo de um aparelho de monitorização não invasiva, o Electrohisterógrafo dinâmico (dEHG), que se destina a caracterizar não só a amplitude e a duração das contracções uterinas como a sua progressão permitindo uma melhor compreensão da fisiologia e fisiopatologia do trabalho de parto e da consequente resposta adaptativa fetal e materna.

**Palavras-chave:** Electrohisterograma, Electrohisterógrafo Dinâmico, Trabalho de Parto, Sinal Bioeléctrico, Contração Uterina.

## ABSTRACT

The objective of this study is to evaluate uterine muscle activity during pregnancy, primarily during labour and delivery, by studying the bioelectric signals transmitted by the uterus as well as the maternal and fetal heart. For this purpose, a prototype of a non-invasive monitoring device was built entitled the dynamic Electrohysterogram (dEHG). With this device, one should be able to characterize not only the amplitude and duration of uterine contractions but also their progression, allowing for a better understanding of the physiology and pathophysiology of labour work and consequently the fetal and maternal adaptive response.

**Keywords:** Electrohysterogram, Dinamic Electrohysterogram, Labour Work, Bioelectric Signal, Uterine Contraction.

# ÍNDICE

DECLARAÇÃO DO ALUNO .....	iii
DECLARAÇÃO DO ORIENTADOR .....	iv
PENSAMENTO .....	v
AGRADECIMENTOS.....	vi
RESUMO.....	vii
ABSTRACT .....	viii
ÍNDICE.....	ix
<u>ÍNDICE DE FIGURAS</u> .....	xi
ABREVIATURAS E SIGLAS UTILIZADAS .....	xii
INTRODUÇÃO .....	1
OBJECTIVOS.....	6
DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO	
<u>O ELECTROHISTERÓGRAFO IDEAL</u> .....	7
<u>CONSTRUÇÃO DO PROTÓTIPO</u>	
REUNIÃO DO MATERIAL.....	10
AMPLIFICAÇÃO E FILTRAGEM DO SINAL .....	16
PROGRAMAÇÃO DO MICROCONTROLADOR.....	18
CRIAÇÃO DA INTERFACE ENTRE O MICROCONTROLADOR E O COMPUTADOR .....	19
CRIAÇÃO DO PROGRAMA NO COMPUTADOR.....	19
CONSTRUÇÃO DA PLACA FINAL DO CIRCUITO .....	20

REVESTIMENTO DO APARELHO .....	21
<b><u>DIFICULDADES NO PROCESSO DE CONSTRUÇÃO</u></b> .....	<b>22</b>
<b><u>APLICAÇÃO EXPERIMENTAL</u></b> .....	<b>23</b>
RESULTADOS .....	26
CONCLUSÃO.....	29
SUGESTÕES FUTURAS.....	34
CONTRIBUTO PESSOAL AO PROJECTO .....	36
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	38
ANEXOS .....	41

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>FIGURA 1.</b> Aplicação do <i>SureCALL™ EMG LABOR MONITOR</i> .....	<b>5</b>
<b>FIGURA 2.</b> Padrão gráfico típico do sinal bioelétrico do EHG e da Cardiotocografia .....	<b>9</b>
<b>FIGURA 3.</b> Amplificador LM324 .....	<b>11</b>
<b>FIGURA 4.</b> Microcontrolador <i>PIC18F4620</i> .....	<b>12</b>
<b>FIGURA 5.</b> Teclado de 16 teclas.....	<b>13</b>
<b>FIGURA 6.</b> Esquema do teclado de 16 tecla .....	<b>13</b>
<b>FIGURA 7.</b> Ecrã digital .....	<b>14</b>
<b>FIGURA 8.</b> Eléctrodo.....	<b>14</b>
<b>FIGURA 9.</b> Descodificador MAX232 .....	<b>15</b>
<b>FIGURA 10.</b> Opto-acoplador .....	<b>15</b>
<b>FIGURA 11.</b> Placa de circuito impresso.....	<b>16</b>
<b>FIGURA 12.</b> Fluxograma demonstrativo do funcionamento do microcontrolador do EHG .....	<b>18</b>
<b>FIGURA 13.</b> Conexão de todos os módulos .....	<b>20</b>
<b>FIGURA 14.</b> Esquema ilustrativo do posicionamento dos eléctrodos .....	<b>24</b>
<b>FIGURA 15.</b> dEHGrafo final, vista superior .....	<b>26</b>
<b>FIGURA 16.</b> dEHGrafo final, vista anterior.....	<b>26</b>
<b>FIGURA 17.</b> dEHGrafo final, vista posterior .....	<b>27</b>
<b>FIGURA 18.</b> Conexão do dEHGrafo final ao computador portátil .....	<b>27</b>

# ABREVIATURAS E SIGLAS UTILIZADAS

(POR ORDEM ALFABÉTICA)

**dEHG** – Electrohisterograma dinâmico

**dEHGrafo** – Electrohisterógrafo dinâmico

**EHG** – Electrohisterograma

**Hz** – Hertz

**i3N** – Instituto de Nanoestruturas, Nanomodelação e de Nanofabricação

**LEDs** – Indicadores de aviso luminoso

**μV** – Microvolt

**mV** – Milivolt

**ns** – Nanosegundos

**RC** – Circuito com Resistência e Condensador

**UA** – Universidade de Aveiro

**UBI** – Universidade da Beira Interior

**V** – Volt

# INTRODUÇÃO

Ainda permanecem sem resposta muitas perguntas acerca do funcionamento do útero humano, em particular, enquanto órgão capaz de levar a cabo o acto organizado de se contrair de forma sincronizada para expelir um novo ser. Se não percebermos como funciona é óbvio que não conseguiremos intervir ou prevenir quando, por vezes com consequências trágicas, o útero não executa adequadamente a sua função e a criança nasce prematuramente ou em condições desfavoráveis.

O trabalho de parto continua a ser diagnosticado clinicamente. Os métodos utilizados ou são subjectivos ou não proporcionam uma diferenciação fidedigna entre o trabalho de parto verdadeiro e o falso. (1) Além disso, como são baseados essencialmente na monitorização da frequência das contracções e no exame cervical não detectam quando a parturiente transita do estado preliminar ou latente para o trabalho de parto activo. Os métodos existentes são a monitorização da pressão intra-uterina, a cardiotocografia, o toque genital e a ecografia endovaginal. (2) Duma forma esquemática na prática a monitorização no trabalho de parto pode ser, assim, definida:

- os métodos têm uma importante, embora variável, componente subjectiva;
- em geral são ou desconfortáveis e/ou imprecisos e fornecem pouca informação sobre a actividade contráctil uterina em diferentes localizações do útero;
- os que realizam registo das contracções uterinas, não objectivam a sua sincronização e coerência;

- nenhum método actual foi usado com sucesso para prever ou identificar o parto pré-termo e efectivamente prevenir a prematuridade;
- os cateteres de pressão intra-uterina proporcionam a informação mais fiável porém têm uso limitado por constituírem técnica invasiva com todas as suas consequências.

De todos as abordagens referidas, a cardiotocografia externa é a técnica mais amplamente utilizada, dir-se-ia universal e obrigatória, pelo menos em situações de risco acrescido. Trata-se da monitorização com tocodinómetro que usa a frequência das contracções uterinas como parâmetro materno único para avaliar a dinâmica do trabalho de parto. É um método simples, não invasivo e sem qualquer risco para a mãe e para o feto resultando daí provavelmente a sua utilização massiva. No entanto, é um dispositivo cuja capacidade semiológica é afectada significativamente por variáveis como o posicionamento do dispositivo, a quantidade de gordura subcutânea e a pressão de ajuste que afectam a monitorização das contracções uterinas. Também o não fornecimento de informação sobre parâmetros como a força e a eficiência das contracções fez com que desde a sua implementação os tratamentos de parto pré-termo não sofressem qualquer alteração. É, por isso, uma técnica útil para acompanhar a progressão do trabalho de parto mas não para detectar o seu início nem avaliar parâmetros ligados à sua eficiência. (1,2,12)

Com o intuito de suplantar a carência de informação existente nesta área surge então a *Electrohisterografia*, técnica de monitorização transabdominal, não invasiva e de cariz diagnóstico que, como outras similares –

electrocardiografia, electromiografia, electroencefalografia – assenta no registo de sinais bioeléctricos. (3,5,7) Sendo o útero um órgão contráctil constituído por fascículos de músculo liso, foi provado que, tal como em outros órgãos que contêm este tipo de músculo (o intestino ou a bexiga), possui actividade electromecânica representativa da sua função contráctil que se apresenta como picos de actividade rápida ou potenciais de acção. São estes que vão constituir as descargas eléctricas espontâneas no músculo liso uterino e originar a actividade contráctil. Um único potencial de acção pode iniciar a contracção mas são necessários potenciais de acção múltiplos e coordenados para contracções fortes e mantidas características da fase expulsora do trabalho de parto. Sabe-se hoje, pelos trabalhos preliminares neste campo, que a frequência, a duração e a magnitude de cada contracção uterina é proporcional às respectivas dos potenciais de acção ao longo do útero e do recrutamento de células musculares. (18-20) Assim, esta técnica utiliza um dispositivo – o *Electrohisterógrafo (EHGrafo)* – que, através de eléctrodos estrategicamente posicionados na parede abdominal materna, permite o registo e a análise das contracções do músculo liso uterino por intermédio das alterações dos potenciais de acção das células do miométrio.

Esta caracterização da actividade contráctil uterina utiliza eléctrodos bipolares e tecnologia de amplificação, filtração e de processamento computacional (1-5). O EHGrafo dinâmico ao integrar temporalmente a informação recolhida, permite avaliar o grau de coordenação motora uterina.

Vários estudos baseados em electromiografia de superfície foram desenvolvidos nos últimos 60 anos para monitorizar a contractilidade uterina. (6,7,9,11)

Em 1931 *Bode* (11) aplicou eléctrodos de metal no abdómen de uma paciente em trabalho de parto efectuando o respectivo registo.

Só em 1950 *Steer* e *Hertsch* (11) propuseram o termo electrohisterografia demonstrando que a actividade contráctil do útero se expressa por uma onda eléctrica sinusoidal que aparece e desaparece com as contracções uterinas.

Em todos estes estudos iniciais, apesar da actividade eléctrica uterina ter sido descrita, a informação acerca da amplitude, duração e frequência das contracções uterinas não foi suficiente para precisar a sua evolução temporal exacta e relacioná-la com os parâmetros electrofisiológicos. Para este cenário contribuíram especificamente dois factores. O primeiro foi o facto da amplitude dos sinais bioeléctricos ser atenuada pelos numerosos ruídos de maior energia da parede abdominal (estiramento da pele e movimentos respiratórios). O segundo resultou do desenvolvimento da tocografia externa e a sua aplicação em larga escala pelo facto de ser uma técnica de monitorização simples e não invasiva. (12)

No entanto, vários grupos de trabalho em todo o mundo relançaram a aposta no estudo da actividade eléctrica uterina na previsão e monitorização do trabalho de parto, essencialmente através do desenvolvimento de sistemas de filtração de ruídos mais sofisticados e capazes de melhorar a qualidade de caracterização do sinal bioeléctrico do útero. Um dos dispositivos, lançado em 2006, validado, patenteado e já em comercialização é o *SureCALL™ EMG*

*LABOR MONITOR* (figura 1) desenvolvido pela Universidade do Texas que através de 4 eléctrodos abdominais analisa o padrão eléctrico produzido no útero, amplificando-o e filtrando-o de outros ruídos eléctricos e representando-o graficamente num computador. (14)



Figura 1 – Aplicação do SureCALL™ EMG LABOR MONITOR. Fonte: (14).

## OBJECTIVOS

O desenvolvimento deste trabalho surge na tentativa de compreender o que a actividade eléctrica do útero pode dizer-nos sobre o parto prematuro mas também para perceber melhor como o útero funciona a termo. Não sendo nova esta ideia de usar a actividade eléctrica uterina detectada externamente, pretende-se neste trabalho a construção de um protótipo de EHGrafo dinâmico (dEHGrafo) que permita mapear a propagação dos sinais eléctricos e investigar a auto organização das contracções utilizando não apenas um ou dois pontos isolados mas sim uma matriz de eléctrodos. Adicionalmente a este estudo da difusão eléctrica de ondas pretende-se também integrar o dinamismo das contracções uterinas com o sinal eléctrico dos batimentos cardíacos maternos e fetais.

O grande objectivo é, assim, criar um recurso que permita atingir uma percepção muito mais completa da organização e operação do útero quando a gravidez atinge o seu termo.

## DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO

Para o desenvolvimento deste projecto, o plano de trabalhos utilizado passou, numa primeira fase, pelo estudo das características desejáveis e suas condicionantes em vista ao desenho e construção do dEHGgrafo na perspectiva do seu posterior ensaio de aferição e validação, uma vez analisada a sua aplicação experimental.

### 1. O ELECTRO-HISTERÓGRAFO IDEAL

A satisfação dos objectivos propostos para o dEHGgrafo, isto é, a avaliação e o estudo da actividade bioeléctrica do útero, da mãe e do feto, exige a construção de um instrumento que, além de captar o respectivo sinal, seja capaz de processá-lo num programa computacional e construir um registo gráfico passível de ser interpretado e útil assistencialmente.

Hoje sabe-se que a amplitude dos potenciais de acção do músculo uterino registados externamente no abdómen está compreendida entre os 10 e os 500  $\mu\text{V}$  e é cerca de cinco vezes menor que a obtida por eléctrodos intra-uterinos (13). Torna-se, assim, imprescindível tornar o dEHGgrafo apto a captar a baixa voltagem emitida por este tipo de sinais amplificando-os de modo a poderem ser processados.

Outro dos aspectos que dificultam a análise e a monitorização dos sinais bioeléctricos é a presença comum da forte interferência quer por outros ruídos electromagnéticos – actividade cardíaca materna e fetal – quer por factores como movimento, compressão abdominal e a distância entre os eléctrodos. Será, então, necessário que o dEHGgrafo disponha de um método de filtragem

que assegure a qualidade da caracterização do sinal uterino captado, e aproveite os de origem cardíaca para a sua integração funcional.

Uma vez que se pretende um EHGrafo dinâmico, isto é, perceber a dinâmica de cada contracção uterina, o dEHGgrafo deverá dispôr de fontes de captação do sinal eléctrico distribuídas estrategicamente no abdómen da grávida. Serão, assim, necessários 5 eléctrodos abdominais posicionados de forma a captarem a actividade contráctil do útero.

Sendo também um dos objectivos a compreensão da resposta adaptativa materna e fetal às mudanças na actividade contráctil uterina durante o parto, o dEHGgrafo deverá dispôr de 2 eléctrodos adicionais aptos a captarem o sinal eléctrico da função cardíaca materna e fetal. Um oitavo eléctrodo, considerado neutro, necessitará de ser posicionado numa região pobre electricamente para servir de referência.

Com este sistema de eléctrodos como porta de entrada do sinal captado, pretende-se que o dEHGgrafo seja capaz de efectuar uma monitorização contínua do mesmo, em tempo real, com a possibilidade de selecção no próprio aparelho de qual ou quais os eléctrodos cujo sinal se deseja captar. É, por isso, indispensável um programa que converta a informação recebida num registo gráfico, em computador, no qual o sinal proveniente dos 7 eléctrodos é exibido simultaneamente com a quantificação das variáveis tempo e voltagem.

O padrão primário típico do sinal do EHG (figura 2) é constituído por ondas lentas e ondas rápidas. A onda lenta pode ser considerada como uma curva de contracção que correspondente à que é usualmente fornecida pela tocografia. Tem um significado essencial para a análise clássica da actividade contráctil.

Por outro lado, a onda rápida segue-se à mudança instantânea de amplitude dos potenciais de acção e admite-se que descreva as propriedades electrofisiológicas do músculo uterino (10,12).

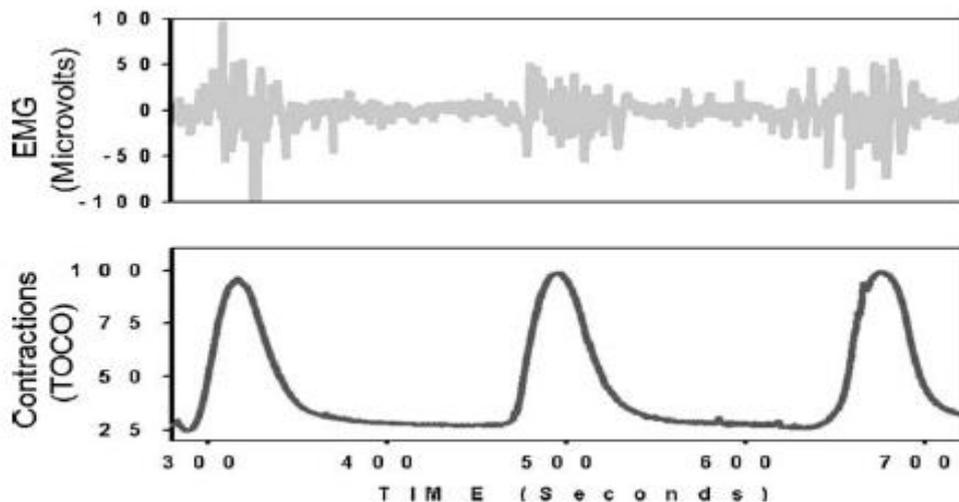


Figura 2 – Padrão gráfico típico do sinal bioeléctrico do EHG e da Cardiotocografia. Fonte: (10).

Apesar do protótipo desenvolvido neste trabalho ser uma versão inicial de um EHGrafo definitivo e melhorado, o equipamento desejado deverá ser também fácil de transportar e com um revestimento protector e resistente.

Por fim, sendo um sistema eléctrico, a possibilidade de uma eventual descarga eléctrica deverá ser sempre prevenida sendo imprescindível a garantia da total segurança para a mãe e para o feto em caso de um curto-circuito do sistema.

## 2. CONSTRUÇÃO DO PROTÓTIPO

Com base nos requisitos anteriormente definidos foi desenhado e construído um protótipo. Esta fase desenvolveu-se fundamentalmente no Departamento de Física da Universidade de Aveiro (UA), nomeadamente no pólo de Aveiro do Instituto de Nanoestruturas, Nanomodelação e de Nanofabricação (i3N), pelo Professor Luiz Pereira.

As várias etapas até à conclusão do protótipo final foram:

2.1 Reunião do material

2.2 Amplificação e filtragem do sinal

2.3 Programação do microprocessador

2.4 Criação da interface entre o microcontrolador e o computador

2.5 Criação do programa no computador

2.6 Construção da placa final do circuito

2.7 Revestimento do aparelho

### 2.1 Reunião do material

O material necessário para a construção do dEHGrafo, a seguir discriminado, foi disponibilizado pelo Departamento de Física da UA:

- **Oito amplificadores:** estes componentes destinam-se, tal como o nome indica, a aumentar a intensidade do sinal captado por cada um dos 8 eléctrodos. O modelo utilizado foi o *LM324* (figura 3), que consiste num

*chip* com quatro amplificadores. Foram utilizados 2 chips sendo o sinal de cada eléctrodo amplificado por 1 amplificador.

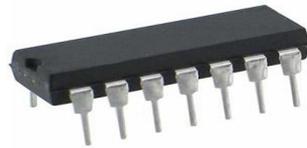


Figura 3 – Amplificador LM324.

- **Um microcontrolador:** trata-se do sistema principal do equipamento que é programado com um *firmware* para a realização de funções específicas, neste caso, de captação e processamento do sinal bioeléctrico uterino.

Para o dEHGrafo foi utilizado um microcontrolador desenvolvido pela Microchip Technology® – o *PIC18F4620* – que, além dos componentes lógicos e aritméticos usuais de um microprocessador de uso geral, integra elementos adicionais em sua estrutura interna, como memória de leitura e escrita para armazenamento de dados, memória somente de leitura para armazenamento de programas, interfaces de entrada e saída de dados e um conversor de linguagem analógica para digital de 10 bits (ADC -“Analog to Digital Converter”). Este conversor tem como função permitir a tradução da linguagem binária, específica de qualquer sistema computadorizado, para uma outra decimal passível de ser interpretada. O microcontrolador tem 64K de memória *flash* para o *firmware* e no presente equipamento é programado para funcionar com

32 MHz de frequência de relógio interno, isto é, processa uma instrução em cerca de 31 ns.

Podendo ser visto como o núcleo do equipamento, o microcontrolador irá interligar esta informação traduzida com todos os outros constituintes do sistema, nomeadamente a transmissão de dados para análise pelo *software* de computador, o *display* para a informação, o teclado e os indicadores de aviso (LEDs e indicador sonoro).

O *PIC18F4620* garante, assim, a gestão de todo o sistema, (figura 4).



Figura 4 – Microcontrolador *PIC18F4620*.

- **Um teclado:** com uma capacidade de 16 teclas que permite o controlo do funcionamento do dEHGrafo através da introdução de instruções como ligar e desligar o aparelho, escolha do(s) eléctrodo(s) cujo sinal está a ser captado, o intervalo de tempo de aquisição do sinal, o tempo total de aquisição do sinal e o apagamento dos dados (figura 5 e 6).

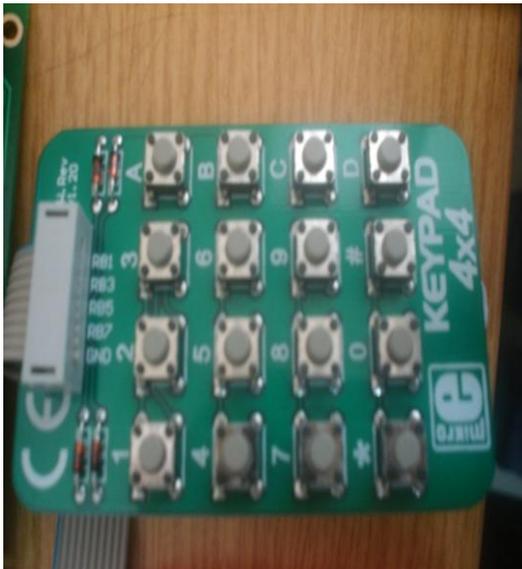


Figura 5 – Teclado de 16 teclas.

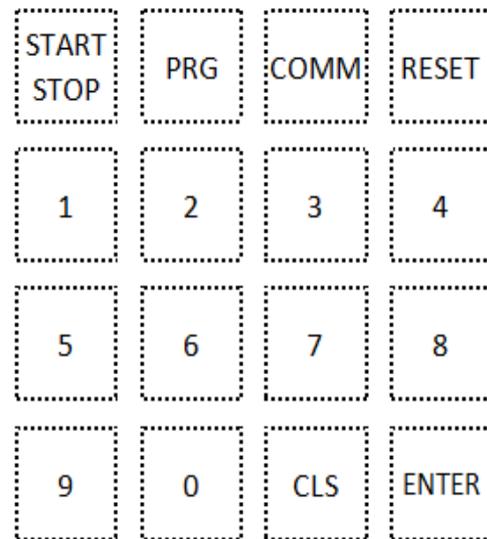


Figura 6 – Esquema do teclado de 16 teclas.

As funções de cada tecla são as seguintes:

**START/STOP:** inicia ou finaliza a aquisição de dados;

**PRG:** selecciona um programa específico de aquisição de dados;

**COMM:** configura a comunicação com o computador;

**RESET:** *reset* do sistema (*software*);

**0-9:** teclas para a introdução de dados numéricos;

**CLS:** correcção da introdução de dados;

**ENTER:** confirmação da introdução de dados.

- **Um ecrã digital (GLCD – graphics display):** com uma resolução de 128x64 pixéis, indica o estado de funcionamento do aparelho. Permite a visualização de qualquer instrução introduzida pelo teclado (figura 7).



Figura 7 – Ecrã digital.

- **Oito eléctrodos:** são os terminais utilizados para estabelecer a conexão do sinal eléctrico captado da parturiente com o circuito electrónico do aparelho. O modelo utilizado é o mesmo da electrocardiografia, o **Red Dot**<sup>TM</sup>, fabricado pela **3M**<sup>TM</sup> que tem 6 cm de diâmetro (figura 8).



Figura 8 – Eléctrodo.

- **Oito cabos de interligação:** são as vias que estabelecem a comunicação dos eléctrodos com o dEHGrafo transmitindo o sinal eléctrico captado.

- **Uma fonte de alimentação:** é a fonte de autonomia energética do dEHGrafo constituída por um conjunto de quatro pilhas de 1.5 V (total de 6 V) controlada por um regulador de potencial de +5V (L7805CV).
- **Um decodificador MAX232:** dispositivo que assegura a comunicação dos sinais eléctricos captados e incorporados pelo microcontrolador com o computador, (figura 9).

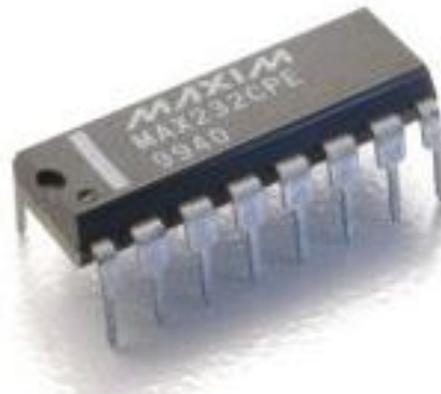


Figura 9 – Decodificador MAX232.

- **Opto-acopladores:** são circuitos integrados para isolamento eléctrico do sinal captado sendo convertidos pelo microcontrolador. Protegem a paciente de uma eventual descarga eléctrica. No aparelho presente foram usados os 4N33, (figura 10).



Figura 10 – Opto-acoplador.

- **Uma placa de circuito impresso:** é uma placa de dupla face com a junção de todos os componentes mencionados (figura 11).

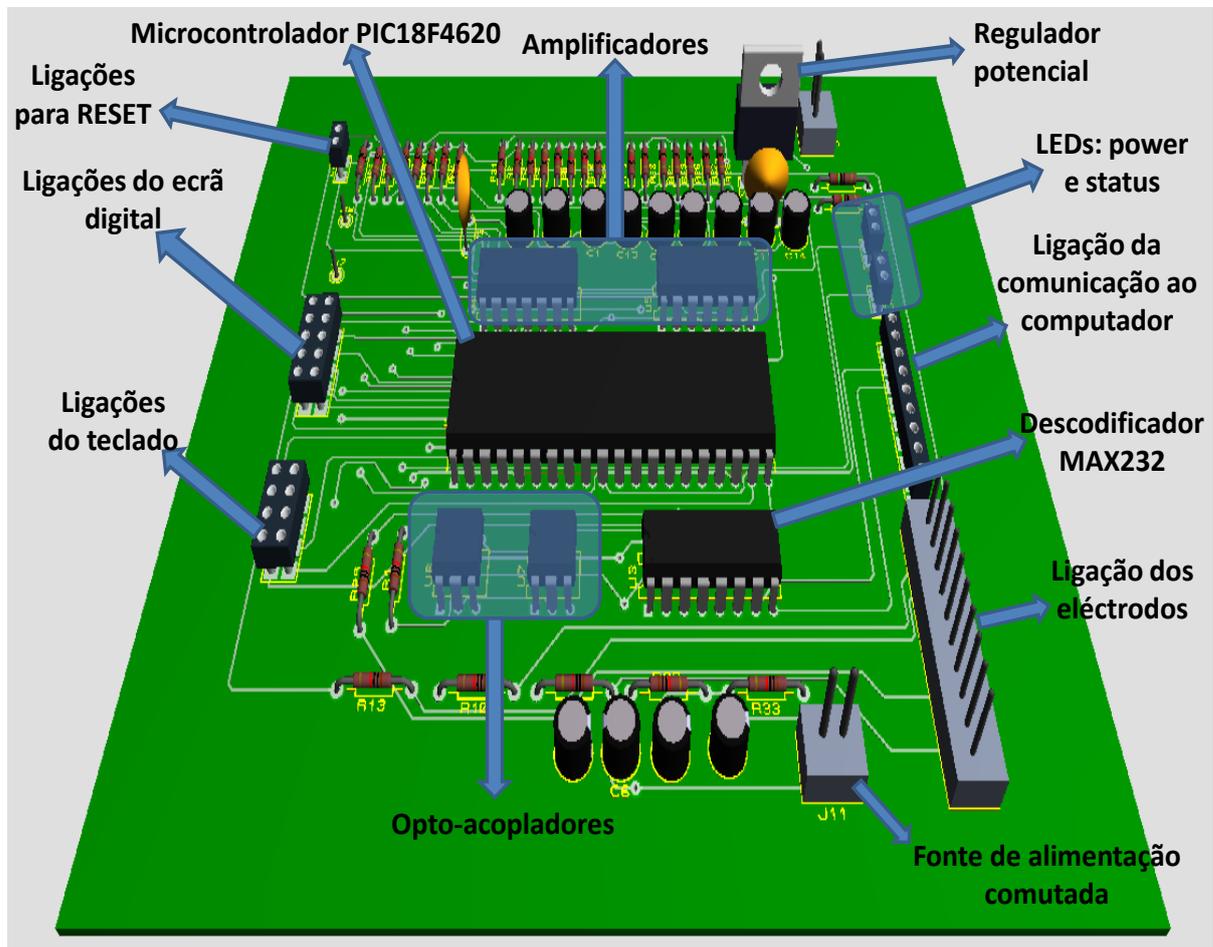


Figura 11 – Placa de circuito impresso.

## 2.2 Amplificação e filtragem do sinal

Uma vez listado e reunido todo o material necessário, o passo seguinte consistiu na implementação das condições indispensáveis para uma adequada captação do sinal pretendido. Sendo a voltagem do sinal eléctrico das contracções uterinas (10-500  $\mu\text{V}$ ) menor que a voltagem mínima capaz de ser processada pelo microcontrolador (4.8 mV) foi necessário proporcionar um modo de aumentar a amplitude do sinal eléctrico captado. A integração no

sistema do sinal captado foi, então, conseguida com uma amplificação na ordem das 10 000 vezes, o que se conseguiu com a inclusão dos oito amplificadores que intervêm sobre o sinal captado por cada eléctrodo.

A interferência do sinal eléctrico captado em cada uma das 8 fontes foi um aspecto que teve de ser considerado. Factores como a simples compressão da parede abdominal, bem como vários outros ruídos electromagnéticos podem distorcer o sinal bioeléctrico pretendido. Também nos eléctrodos abdominais, dada a sua relativa proximidade, o sinal captado num eléctrodo pode interferir com a captação dos eléctrodos adjacentes distorcendo-o.

Para melhorar a qualidade da caracterização do sinal em cada uma das fontes foi utilizada a frequência do mesmo para impedir a interferência do sinal com maior frequência no sinal com menor frequência e vice-versa. Deste modo, foram implementados dois tipos de filtros:

- **Filtro de “baixa frequência”**: localizado em cada um dos eléctrodos abdominais, este filtro capta apenas o sinal compreendido no intervalo de frequências entre 0,34 e 1 Hz, isto é o sinal específico das contracções uterinas, impedindo a captação de qualquer outro sinal com frequências superiores como o sinal da função cardíaca materna.

- **Filtro de “alta frequência”**: localizado no eléctrodo do electrocardiograma materno, este filtro, ao invés do anterior, capta apenas o sinal compreendido no intervalo de frequências entre 10 e 40 Hz, isto é, o sinal da função cardíaca materna impedindo a captação de qualquer sinal com frequências inferiores como o sinal das contracções uterinas.

Os filtros tipicamente em circuito RC (circuito com dois elementos resistência e condensador) são implementados à entrada dos amplificadores.

### 2.3 Programação do microcontrolador

Para a execução da função específica do microcontrolador, isto é, integrar a informação captada, fazendo-a interagir, de modo adequado, com todos os outros componentes passivos do sistema, foi necessário criar um programa em C, denominado de *firmware*, cujo funcionamento se explica no seguinte fluxograma (figura 12):

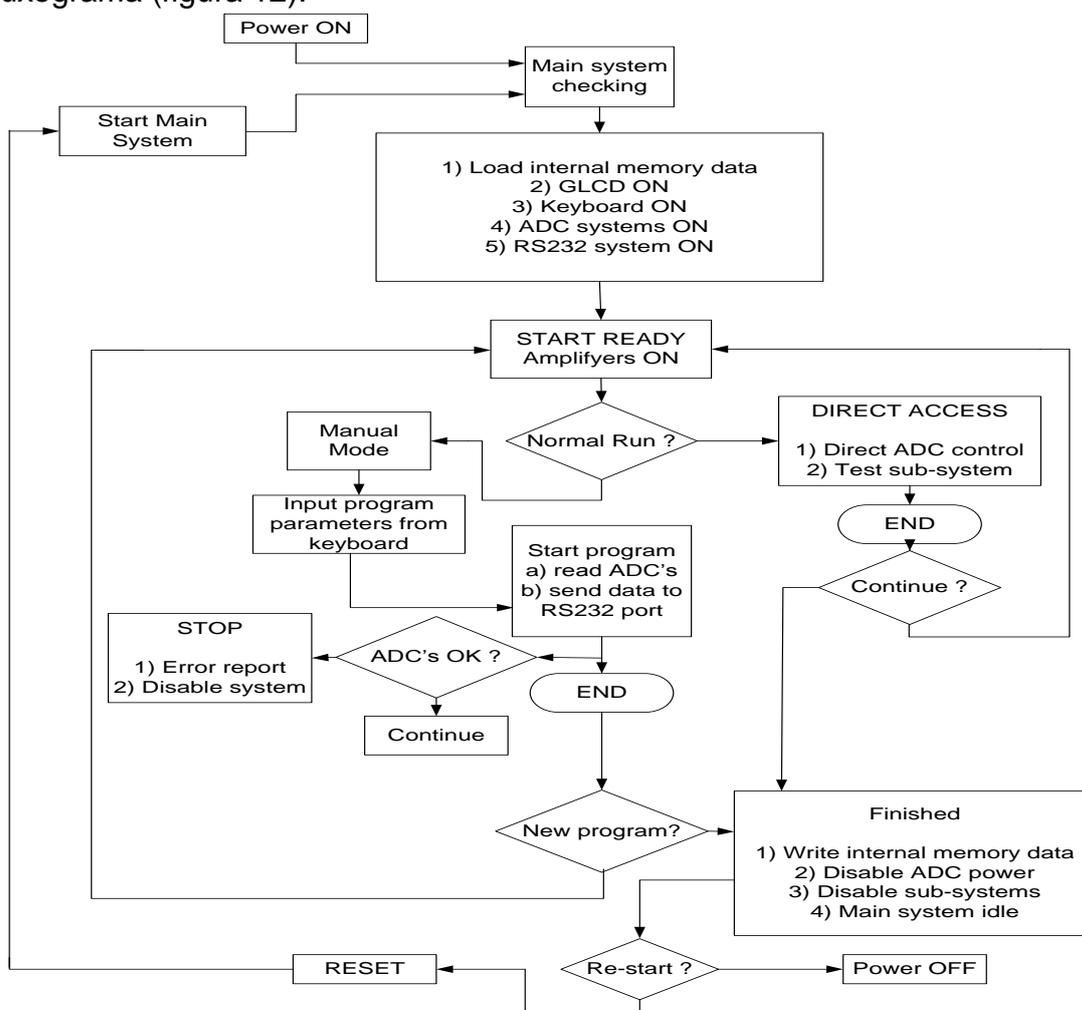


Figura 12 – Fluxograma demonstrativo do funcionamento do microcontrolador do EHG.

## **2.4 Criação da interface entre o microcontrolador e o computador**

Para o envio dos dados captados para o computador e posterior processamento foi necessário o uso de um decodificador, nomeadamente o *MAX232* produzido pela *MaximEste®*. É um circuito electrónico que utiliza duas porta séries para mandar bit a bit a informação do sinal eléctrico em forma digital depois de convertido do sinal analógico capturado por cada eléctrodo.

## **2.5 Criação do programa no computador**

Conseguida toda esta fase inicial – aquisição, amplificação, filtração, conversão e comunicação do sinal eléctrico captado ao computador – foi necessário desenvolver um programa operacional de software capaz de processar os dados recebidos. Este, programado em C++, traduz graficamente a informação recebida em tempo real armazenando os dados numéricos num ficheiro do tipo *Notepad*.

O gráfico criado apresenta duas variáveis nomeadamente o tempo, em milissegundos, e a voltagem em volts. Cada fonte de registo apresenta uma representação gráfica independente, com uma cor diferente, sendo possível seleccionar o(s) eléctrodo(s) em específico cujo sinal irá ser registado, para uma visualização individualizada.

Este programa permite igualmente interromper o registo gráfico de qualquer uma das fontes, por exemplo aquando da detecção de um sinal anómalo,

ampliar o registo desse mesmo sinal e de seguida retomar a exibição do registo prévio a partir do momento exacto onde foi interrompido.

## **2.6 Construção da placa final do circuito**

Após a disponibilidade e formatação de todos os materiais necessários, inclusive a programação do microcontrolador e do software do computador, procedeu-se à reunião de todos os componentes numa placa de circuito impresso adaptada para o efeito. Esta foi conectada ao teclado, ao ecrã digital, aos eléctrodos, à fonte de alimentação e ao computador sendo o aspecto final o seguinte (figura 13):

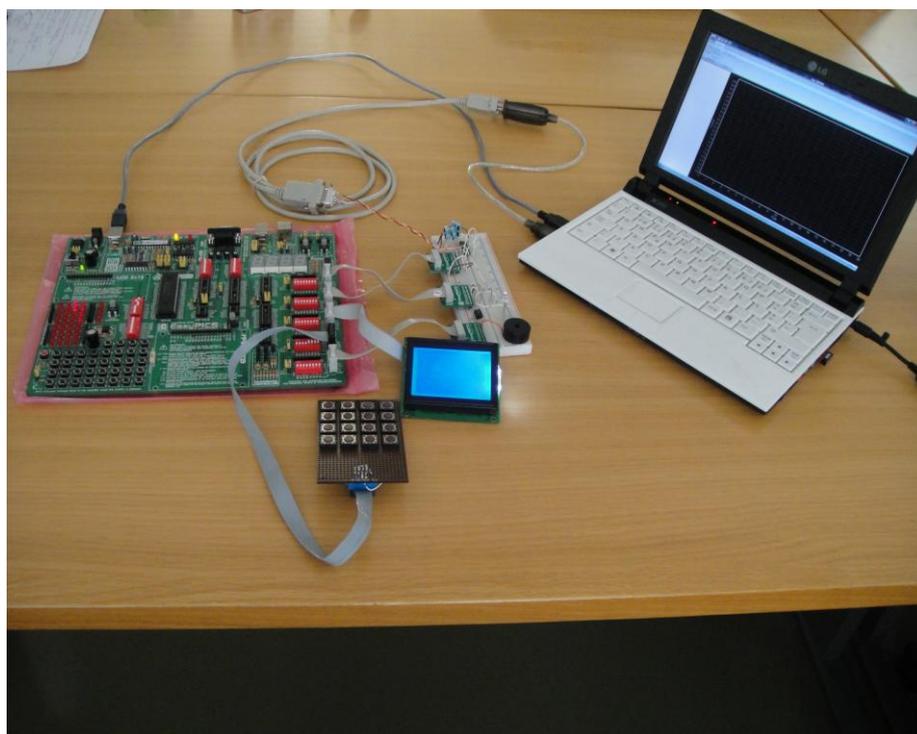


Figura 13 – Conexão de todos os módulos.

## **2.7 Revestimento do aparelho**

Após a obtenção da interligação de todos os componentes, o conjunto foi posteriormente integrado numa caixa metálica a fim de garantir não só a protecção de todo o sistema incluindo a blindagem eléctrica, como também evitar a eventual desagregação ou danificação de algum dos módulos.

### 3. DIFICULDADES DO PROCESSO DE CONSTRUÇÃO

Apesar de outros aparelhos seguindo o princípio da electrohisterografia já terem sido desenvolvidos, nomeadamente noutros países quer da Europa quer dos Estados Unidos da América (14-17), o protótipo proposto neste trabalho, sendo algo de novo, passou por algumas dificuldades no seu processo de construção.

Um dos problemas que mereceu particular atenção foi a determinação do dimensionamento do amplificador para que os sinais eléctricos captados não só pudessem ser processados pelo microcontrolador como também com o menor ruído possível associado. Tal como referido anteriormente, foi necessário um aumento de cerca de 10 000 vezes para aumentar a amplitude específica do sinal pretendido para níveis aptos a serem medidos pelo microcontrolador.

Outra questão que emergiu na construção deste protótipo diz respeito à segurança na sua aplicação quer à mulher parturiente quer ao próprio feto. Apesar do sinal captado ser de baixa voltagem, nomeadamente na ordem dos 0,5 mV, o facto de se ter um eléctrodo (com um componente metálico) em contacto directo com o corpo humano, pode-se traduzir, se houver um curto-circuito no equipamento, num risco de consequências fatais com a consequente descarga eléctrica através dos eléctrodos. Apesar da probabilidade de tal acontecer ser baixa, tornou-se imperioso a resolução desta questão que passou por isolar os sistemas de comunicação com o computador através de circuitos de acoplamento óptico.

## 4. APLICAÇÃO EXPERIMENTAL

Reunidos os recursos técnicos necessários para a obtenção do EHG, a sua respectiva aplicação experimental durante o trabalho de parto necessitará da obtenção do consentimento informado de ambos os cônjuges (formulário disponível em anexo) e da autorização do médico especialista do Serviço de Urgência Obstétrica no qual o dEHGrafo for aplicado. Procede-se, assim, à instalação do equipamento na sala de partos sendo as etapas procedimentais até a obtenção do registo gráfico no computador as seguintes:

- **Preparação da pele do abdómen grávido:** limpeza com um gel abrasivo e desengordurante (mistura de éter, álcool e acetona) a fim de diminuir a impedância hidroelétrica e melhorar a qualidade da recepção dos sinais eléctricos captados.

- **Colocação dos eléctrodos:** cada um dos eléctrodos foi numerado de 1 a 8 de acordo com a seguinte localização anatómica específica (figura 14):

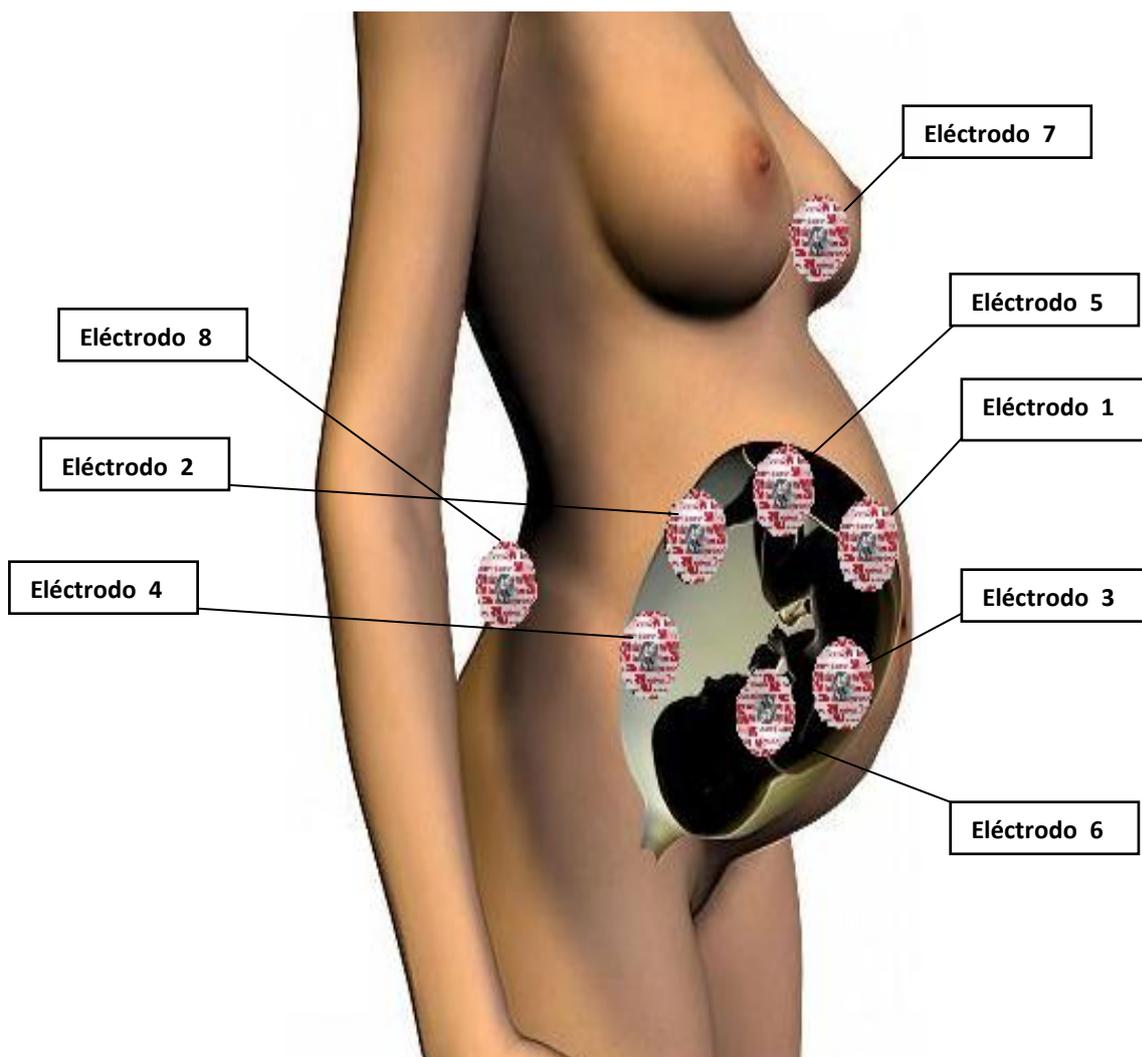


Figura 14 – Esquema ilustrativo do posicionamento dos eléctrodos.

- **Eléctrodo 1 (*Left corn – LC*):** situado à esquerda da linha mediana do corpo pretende captar o sinal eléctrico do corno uterino esquerdo.
- **Eléctrodo 2 (*Rigth corn – RC*):** situado à direita da linha mediana do corpo pretende captar o sinal eléctrico do corno uterino direito.
- **Eléctrodo 3 (*Left inferior segment – LIS*):** situado à esquerda da linha mediana do corpo pretende captar o sinal eléctrico do segmento inferior à esquerda.

- **Eléctrodo 4 (*Rigth inferior segment – RIS*):** situado à direita da linha mediana do corpo pretende captar o sinal eléctrico do segmento inferior à direita.
- **Eléctrodo 5 (*Fundic – F*):** situado na região mediana do corpo, no hipogastro, pretende captar o sinal eléctrico do fundo uterino.
- **Eléctrodo 6 (*Fetal – eF*):** situado em região variável, consoante a apresentação do feto, mas em princípio na linha mediana infra-umbilical, serve para captar o sinal eléctrico da função cardíaca fetal.
- **Eléctrodo 7 (*Matern – eM*):** situado na região pré-cordial (xifoideia) destina-se a captar o sinal eléctrico da função cardíaca materna.
- **Eléctrodo 8 (*Neutral – N*):** colocado na região sacro-coccígea, pobre electricamente, é o eléctrodo neutro para servir de termo de comparação ao registo dos restantes eléctrodos.

- **Activação do aparelho:** o mesmo, depois de conectado ao computador portátil, é ligado à fonte de energia. Pode seleccionar-se o número de eléctrodos cujo sinal se deseja captar introduzindo os respectivos códigos no sistema através do teclado do aparelho.

- **Obtenção do registo gráfico:** depois de ligado o computador portátil e captado o sinal dos eléctrodos seleccionados, o registo gráfico de cada um dos eléctrodos é obtido através do software desenvolvido para o efeito.

## RESULTADOS

O produto final do processo de construção desenvolvido neste trabalho de investigação deu origem a um instrumento revestido numa caixa metálica com o seguinte aspecto (figura 15):



Figura 15 – dEHGrafo final, vista superior.



Figura 16 – dEHGrafo final, vista anterior.



Figura 17 – dEHGrafo final, vista posterior.

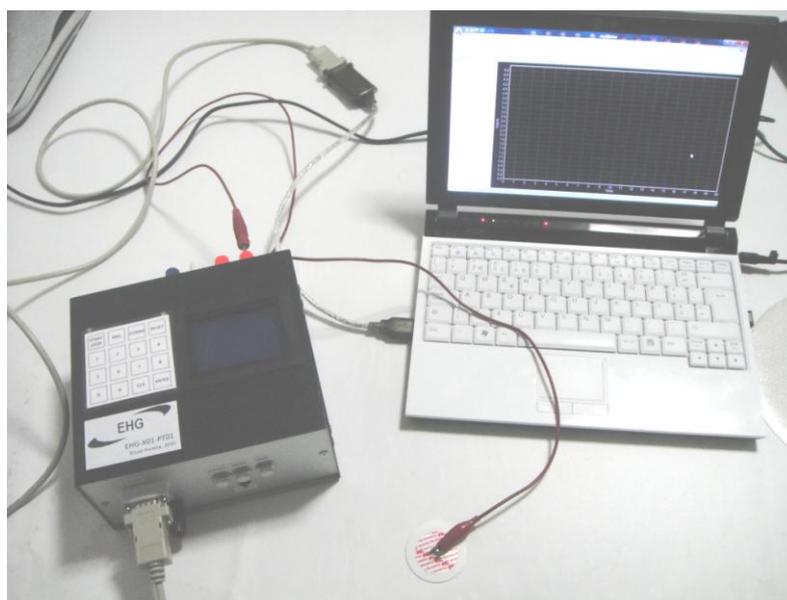


Figura 18 – Conexão do dEHGrafo final ao computador portátil.

Trata-se de um aparelho não invasivo, fácil de usar e seguro que, por intermédio de 5 eléctrodos colocados na parede abdominal, capta e analisa o sinal eléctrico do músculo uterino. Além disso, com o uso de mais 2 eléctrodos, um no abdómen e outro na região pré-cordial materna, também a função

cardíaca fetal e materna, respectivamente, é processada simultaneamente à monitorização da actividade contráctil uterina.

O sinal eléctrico pretendido, depois de seleccionado por intermédio do teclado, é submetido a um processo de amplificação e filtragem sendo, por fim, transferido para a memória do computador portátil onde aparece registado graficamente ao ser processado pelo programa computacional. Toda esta monitorização poderá ser efectuada continuamente sendo determinada pelo utilizador.

## CONCLUSÃO

O diagnóstico do trabalho de parto é, sem dúvida, um dos problemas mais significativos enfrentados pelos obstetras na actualidade. Os métodos utilizados para o efeito fornecem apenas estimadores subjectivos, não existindo nenhum padronizado capaz de avaliar objectivamente a contractilidade uterina.

O protótipo de EHGrafo desenvolvido no âmbito deste trabalho, procura colmatar alguma lacuna de informação científica que ainda persiste neste campo tentando satisfazer os seguintes objectivos – o diagnóstico do trabalho de parto verdadeiro, o estudo da difusão das contracções uterinas e a integração da função cardíaca materna e fetal (distocia dinâmica).

### **Diagnóstico do trabalho de parto verdadeiro**

Sendo a actividade contráctil do útero directamente proporcional à actividade eléctrica inerente do músculo uterino, o presente protótipo, ao registar a amplitude dos potenciais de acção, consegue inferir quais as contracções associadas ao trabalho de parto verdadeiro e excluir o falso trabalho de parto.

Com este instrumento é possível a optimização da monitorização uterina que é usualmente efectuada pela cardiotocografia. Assim, além da frequência, parâmetros como a intensidade e eficiência das contracções uterinas podem ser inferidos aumentando o rigor do diagnóstico do trabalho de parto verdadeiro e das suas anomalias funcionais.

Um recurso com estas características permitirá determinar quais as pacientes que irão ou não beneficiar com a tocólise. Os clínicos poderão começar o tratamento mais precocemente nas pacientes em parto verdadeiro evitando o tratamento e a hospitalização desnecessários das pacientes com contracções pré-termo mas em falso trabalho de parto.

### **Estudo da difusão das contracções uterinas**

Outro dos grandes propósitos deste trabalho, no âmbito de aumentar o conhecimento sobre a fisiopatologia do trabalho de parto, foi o de perceber a evolução da propagação espacial de cada contracção no útero. Tentando responder a este requisito, cada um dos eléctrodos abdominais foi propositadamente posicionado de modo a captar o sinal eléctrico do fundo e corpo do útero. Desta forma e, adicionalmente ao que foi desenvolvido até aqui nesta matéria, será possível, através das diferenças de voltagem captadas em cada eléctrodo, mapear em tempo real o sentido que a contracção está a seguir. Tal poderá, assim, constituir um recurso importante na compreensão dos mecanismos inerentes ao trabalho de parto e em todas as investigações em curso nesta área.

### **Integração da função cardíaca materna e fetal**

Também o facto da função cardíaca materna e fetal ser registada e processada simultaneamente ao sinal da actividade contráctil uterina é uma utilidade porém já acessível nos aparelhos disponíveis no mercado. A correlação entre o estado cardíaco da mãe, a intensidade das suas contracções para expelir o feto e o estado cardíaco deste, poderá ser

estabelecida e utilizada como uma ferramenta para melhor entender todo este processo.

Atendidos todos estes aspectos, o protótipo aqui desenvolvido constitui um recurso que reúne todas as condições para que o eventual aparelho definitivo seja passível de ser comercializado e de uso corriqueiro em qualquer maternidade. Não só iguala todos os benefícios da cardiotocografia – é uma forma simples e não invasiva de monitorização in vivo da actividade contráctil uterina e não apresenta qualquer risco para a mãe ou para o feto – como também encerra as seguintes vantagens adicionais:

- permite uma maior segurança e brevidade no diagnóstico do trabalho de parto;
- através do estudo da difusão das contracções uterinas, aumenta o conhecimento da fisiopatologia do parto, nomeadamente a definição dos mecanismos que regulam a função uterina e cervical neste processo;
- possibilita o estudo das diferentes modalidades de tratamento capazes de induzir, aumentar ou inibir estes mecanismos;
- previne a tocólise inadequada, diminuindo, assim, o número de cesarianas;
- melhora a compreensão da relação entre a função cardíaca materna e fetal com a evolução do trabalho de parto;
- uma vez que ainda não existe um sinal padronizado do EHG, qualquer investigador que trabalhe na análise deste tipo de sinal poderá utilizar este

aparelho e facilmente modificar as características dos seus sinais para comparar com outros sinais já existentes;

- com este sistema poderá ser criada criada uma futura base de dados nacional ou internacional do sinal bioeléctrico do EHG onde a investigação sobre algoritmos da análise deste sinal poderá vir a ser tornada pública.

Em suma, este dEHGrafo constitui um meio que, contribuindo para a prevenção do parto pré-termo, pode aumentar a taxa de sobrevivência perinatal e reduzir não só os nascimentos prematuros bem como o número de crianças prematuras portadores de deficiências secundárias a complicações do parto. Recursos humanos, técnicos e financeiros poderão desta forma ser economizados e reorganizados.

Por tudo isto, o trabalho desenvolvido nesta investigação criou uma versão inicial de um sistema que, apesar de já ter sido desenvolvido em outros países, apresenta características inovadoras. Estão assim reunidas as condições para uma eventual proposta de patenteação, junto com o Professor Luíz Pereira que o desenvolveu, com o intuito do dEHGrafo final que venha a ser desenvolvido possa ser aplicado em grande escala quer para fins clínicos quer para fins de investigação.

Contudo, como qualquer protótipo, a sua utilidade e praticabilidade necessitam ainda de ser optimizadas de forma a se atenuar o risco de, numa fase avançada do desenvolvimento do dEHGrafo definitivo, se detectarem erros ou incoerências que, nesse estadio, se traduziriam em elevados custos de reconversão. Pretende-se, deste modo, a continuação deste projecto através da sua aplicação a uma amostra significativa, adequadamente

seleccionada, de forma a se efectuarem todas as alterações necessárias à validação do sistema e construção do dEHGrafo final.

## SUGESTÕES FUTURAS

Qualquer protótipo, independentemente da área científica, é criado com o objectivo de ser testado e planeado antes de uma eventual comercialização. O protótipo do EHG, desenvolvido neste trabalho, não foi excepção.

Apesar de todos os aspectos considerados e melhorados ao longo de todo este processo de construção, existem, no entanto, alguns que, por falta de tempo, poderiam ainda ser melhorados de modo a não só otimizar a caracterização do sinal eléctrico captado como também a aumentar a praticabilidade e o conforto na eventualidade de uma aplicação em grande escala.

Entre estas questões encontra-se a filtragem do sinal. Apesar de neste trabalho se ter implementado os filtros de baixa e alta frequência, este é um processo que poderia ter sido efectuada com maior rigor se fosse realizada uma desconvulsão do sinal eléctrico segundo modelos matemáticos, nomeadamente os de *digital signal processing*.

Outros dos aspectos que poderiam ser melhorados tendo em vista a obtenção de um aparelho mais competitivo a nível comercial seria a possibilidade de a comunicação entre o EHG e o computador ser executada sem fios. Tal permitiria que os sinais eléctricos fossem captados por radiofrequência ou por via infravermelho permitindo, desta forma, uma maior independência na monitorização da actividade eléctrica. Vários equipamentos, por exemplo, em vários quartos de um serviço de internamento, poderiam

enviar simultaneamente os dados captados para um único terminal que processaria toda a informação.

Neste protótipo, as instruções de comando necessitam de ser realizadas no próprio aparelho através da introdução das mesmas no teclado. A possibilidade de orientar o desempenho do EHG através do software do computador também aumentaria significativamente a autonomia e funcionalidade de todo o sistema.

## CONTRIBUTO PESSOAL AO PROJECTO

Como na génese de qualquer outro equipamento, a fabricação do dEHGrafo, enquanto um instrumento de uso clínico na obstetrícia, foi o resultado de um trabalho de equipa, no qual a execução técnica, levada a cabo pelo Professor Luíz Pereira, e o conhecimento médico, introduzido por mim e pelo Professor Doutor José Martinez de Oliveira, estiveram desde cedo combinados.

A minha intervenção passou, após a revisão do ponto de situação da electrohisterografia na actualidade, pelo estudo dos requisitos necessários ao aparelho a desenvolver, isto é, não só o alerta para os inconvenientes e lacunas dos dispositivos já existentes como a adição de características inovadoras cuja utilidade marca a diferença do que já foi construído até agora, nomeadamente a introdução da vertente dinâmica. Foi, assim, da minha responsabilidade auxiliar o planeamento das capacidades pretendidas para o protótipo final.

Acompanhei, igualmente, toda a execução técnica no desenvolvimento do dEHGrafo pelo Professor Luiz Pereira, para a qual, até ao resultado final, foram necessários definir vários aspectos médicos com o intuito de melhor adaptar o aparelho às suas necessidades. Foram alguns destes, a caracterização do tipo de sinal a captar, nomeadamente no que diz respeito à sua amplitude e frequência, a afectação da captação do sinal pretendido por outras variantes e o padrão de propagação das contracções uterinas. A estreita correlação do fornecimento desta informação com a construção do aparelho permitiu, assim, definir a personalização de processos como a amplificação e a

filtragem do sinal eléctrico captado, o número de eléctrodos utilizado e o seu posicionamento estratégico. Também o layout do registo informático da monitorização efectuada foi personalizado de acordo com o propósito clínico do trabalho, ou seja, a necessidade da exibição simultânea da informação captada por cada uma das fontes sendo sempre possível a selecção das mesmas. Coube-me, de forma semelhante, a definição das condições da aplicação experimental do dEHGrafo, nomeadamente as etapas a seguir desde o início do funcionamento do aparelho até ao registo gráfico final.

Em suma, ao estipular os objectivos propostos para o tipo de EHGrafo desejado, tentei auxiliar, do ponto de vista médico, as dúvidas e adversidades que foram surgindo ao longo do processo de construção, estabelecendo a comunicação entre os vários intervenientes, nomeadamente o Professor Doutor José Martinez de Oliveira e o Professor Luiz Pereira.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1) Leman H, Marque C, Gondry Jean. Use of the Electrohysterogram Signal for Characterization of Contractions During Pregnancy. *IEEE Trans Biomed Eng* 1999 Oct;46(10):1222-9.
- 2) Sclembach D, Maner WL, Garfield RE, Maul H. Monitoring the progress of pregnancy and labor using electromyography. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 2009;144S:S33-9.
- 3) Marque CK, Terrien J, Rihana S, Germain G. Preterm labour detection by use of a biophysical marker: the uterine electrical activity. *BMC Pregnancy Childbirth* 2007 Jun 1;7(Suppl 1):S5
- 4) Jiang W, Li G, Lin L. Uterine electromyogram topography to represent synchronization of uterine contractions. *Int J Gynaecol Obstet* 2007 May;97(2):120-4.
- 5) Euliano TY, Marossero D, Nguyen MT, Euliano NR, Principe J, Edwards RK. Spatiotemporal electrohysterography patterns in normal and arrested labor. *Am J Obstet Gynecol* 2009 Jan;200:54.e1-7.
- 6) Larks SD. The human electrohysterogram: wave forms and implications. *Am J Obst & Gynec* 1958 May 16; 44:820-4.
- 7) Shafik A. Electrohysterogram: Study of the electromechanical activity of the uterus in humans. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1997 May;73(1):85-9.

- 8) Planes JG, Morucci JP, Grandjean H, Favretto R. External recording and processing of fast electrical activity of the uterus in human parturition. *Med. & Biol. Eng. & Comput* 1984;22:585-91.
- 9) Maner WL, MacKay LB, Saade GR, Garfield RE. Characterization of abdominally acquired uterine electrical signals in humans, using a non-linear analytic method. *Med Biol Eng Comput* 2006 Mar;44:117-23.
- 10) Maner WL, Garfield RE. Identification of human term and preterm labor using artificial neural networks on uterine electromyography data. *Ann Biomed Eng* 2007 Mar;35(3):465-73.
- 11) Steer CM, Hertsch GJ. Electrical activity of human uterus in labor. *Am J Obst & Gynec* 1950 Jan;59(1):25-40.
- 12) Jezewski J, Horoba K, Matonia A, Wrobel J. Quantitative analysis of contraction patterns in electrical activity signal of pregnant uterus as an alternative to mechanical approach. *Physiol Meas* 2005 Oct;26(5):753-67.
- 13) Jezewski J, Horoba K, Matonia A, Gacek A, Bernys M. A New Approach to Cardiotocographic Fetal Monitoring based on Analysis of Bioelectrical Signals. *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS*; 2003 Set 17-21; Cancun, Mexico. p. 3145–3149.
- 14) SureCALL™ EMG LABOR MONITOR [Online]. [2004?] [cited 2010 Jan 11]; Available from: URL:<http://www.surecall.info/application.html>
- 15) Monica Healthcare [Online]. 2003 [cited 2010 Jan 11]; Available from: URL:<http://www.monicahealthcare.com/>
- 16) Uterine monitoring [Online]. 2010 [cited 2010 May 19]; Available from: URL: [http://www.bioportfolio.com/indepth/Uterine\\_Monitoring.html](http://www.bioportfolio.com/indepth/Uterine_Monitoring.html)

- 17) EHG Computing Engine [Online]. 2008 [cited 2010 Apr 24]; Available from: URL: <http://ehg.ru.is/EHGCompEngine.htm>
- 18) DeCherney AH, Nathan L, Goodwin TM, Laufer N. CURRENT Diagnosis & Treatment Obstetrics & Gynecology. 10<sup>th</sup> ed. New York: McGraw-Hill; 2007. p. 203-11.
- 19) Berek JS. Novak's Gynecology. 13th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2002. p. 99-101.
- 20) Graça LM. Medicina Materno-Fetal. 3rd ed. Lisboa: Lidel – edições técnicas,                    Ida;                    2005.                    p.                    265-30

**ANEXOS**

## **Consentimento Livre e Informado**

André Viveiros Monteiro, aluno do Mestrado Integrado em Medicina da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade da Beira Interior, a realizar o projecto de Investigação intitulado: “Electrohisterografia Intraparto – Contribuição para o Desenvolvimento de um Protótipo” no âmbito do mestrado integrado em Medicina, vem solicitar a sua colaboração neste estudo.

Informo que a sua participação é voluntária, podendo desistir a qualquer momento sem que isso tenha consequências a nível dos cuidados de saúde prestados pelo CHCB, EPE; informo ainda que todos os dados recolhidos serão confidenciais.

### **Ao assinar esta página está a confirmar o seguinte:**

- Leu e compreendeu todas as informações, e teve tempo para as ponderar;
- Todas as suas questões foram respondidas satisfatoriamente;
- Se não percebeu qualquer das palavras, solicitou ao investigador que lhe fosse explicado, tendo este explicado todas as dúvidas;
- Recebeu uma cópia desta informação, para a manter consigo.

---

**Nome do Doente (Legível)**

---

**Representante Legal**

---

**(Assinatura do Doente ou Representante Legal)**

---

**(Data)**

## **Consentimento Informado**

**Ao assinar esta página está a confirmar o seguinte:**

- Entregou esta informação;
- Explicou o propósito do trabalho;
- Explicou e respondeu a todas as questões e dúvidas apresentadas pelo doente.

---

**Nome do Investigador (Legível)**

---

**(Assinatura do Investigador)**

---

**(Data)**

