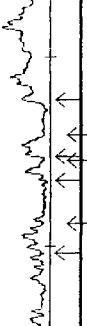


: 0
 : 5
 NAS : 5
 LINHA BASE : 131
 N° MOON : 10

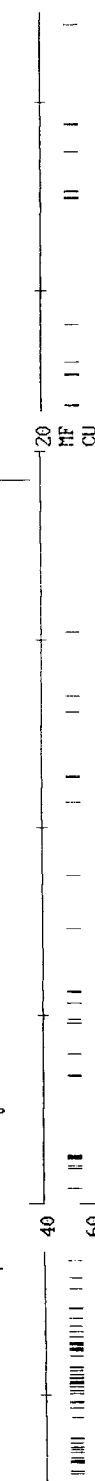
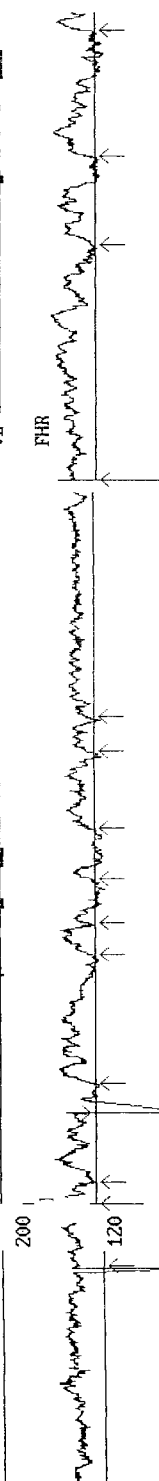


LEITURA AUTOMATIZADA DO CARDIOTOCOGRAMA

contribuição para o seu
desenvolvimento e avaliação

JOÃO FRANCISCO MONTENEGRO
ANDRADE LIMA BERNARDES
1993

U. LUNGA : 0
 UL - ANDRM : 0%
 UC - ANDRM : 41%
 CLASSIF. : 1
 N° ACEL. : 9
 CNT. UTERINAS : 4
 LINHA BASE : 134
 N° MOON : 18
 N° DESAC. : 0
 N° ACEL. : 7
 CNT. UTERINAS : 10
 LINHA BASE : 133
 N° MOON : 16



JOÃO FRANCISCO MONTENEGRO ANDRADE LIMA BERNARDES

LEITURA AUTOMATIZADA DO CARDIOTOCOGRAMA

contribuição para o seu desenvolvimento e avaliação

Dissertação de candidatura ao grau de Doutor,
apresentada à Faculdade de Medicina
da Universidade do Porto

1993

Orientador: Prof. Doutor Pereira Leite
Co-orientador: Prof. Doutor H. P. van Geijn

Art.º 48º, § 3º - A Faculdade não responde pelas doutrinas expendidas na dissertação
(Regulamento da Faculdade de Medicina do Porto, 29 de Janeiro de 1931, Decreto nº 1937)

FACULDADE DE MEDICINA DO PORTO

PROFESSORES CATEDRÁTICOS

Doutor Alexandre Alberto Guerra de Sousa Pinto
Doutor Amândio Gomes Sampaio Tavares
Doutor António Alberto Falcão de Freitas
Doutor António Augusto Lopes Vaz
Doutor António Carvalho de Almeida Coimbra
Doutor António Fernandes Oliveira Barbosa Ribeiro Braga
Doutor António Germano Pina da Silva Leal
Doutor António Luis Tomé da Rocha Ribeiro
Doutor António Manuel Sampaio de Araújo Teixeira
Doutor Cândido Alves Hipólito Reis
Doutor Carlos Rodrigo Magalhães Ramalhão
Doutor Celso Renato Paiva Rodrigues da Cruz
Doutor Daniel dos Santos Pinto Serrão
Doutor Eduardo Jorge da Cunha Rodrigues Pereira
Doutor Francisco José Zarco Carneiro Chaves
Doutor Henrique José Ferreira Gonçalves Lecour de Menezes
Doutor João da Silva Carvalho
Doutor Joaquim Germano Pinto Machado Correia da Silva
Doutor Jorge Manuel Mergulhão Castro Tavares
Doutor José Augusto Fleming Torrinha
Doutor José Carvalho de Oliveira
Doutor José Fernando de Barros Castro Correia
Doutor José Manuel da Costa Mesquita Guimarães
Doutor José Manuel Gonçalves Pina Cabral
Doutor José Pinto de Barros
Doutor José Vaz Saleiro e Silva
Doutor Levi Eugénio Ribeiro Guerra
Doutor Luis António Mota Prego Cunha Soares de Moura Pereira Leite
Doutor Manuel Alberto Coimbra Sobrinho Simões
Doutor Manuel Augusto Cardoso de Oliveira
Doutor Manuel Machado Rodrigues Gomes
Doutor Manuel Maria Paula Barbosa
Doutor Manuel Miranda Magalhães
Doutor Manuel Teixeira Amarante Júnior
Doutora Maria da Conceição Fernandes Marques e Magalhães
Doutora Maria Isabel Amorim de Azevedo
Doutor Mário José Cerqueira Gomes Braga
Doutor Norberto Teixeira Santos
Doutor Serafim Correia Pinto Guimarães
Doutor Valdemar Miguel Botelho dos Santos Cardoso
Doutor Vitor Manuel Oliveira Nogueira Faria
Doutor Walter Friedrich Alfred Oswald

PROFESSORES JUBILADOS

Doutor Abel José Sampaio Tavares
Doutor Albano dos Santos Pereira Ramos
Doutor António Fernandes da Fonseca
Doutor Artur Manuel Giesteira de Almeida
Doutor Carlos Ribeiro da Silva Lopes
Doutor Fernando de Carvalho Cerqueira Magro Gomes Ferreira
Doutor Francisco Sousa Lé
Doutor João Costa
Doutor Joaquim José Monteiro Bastos
Doutor Joaquim Oliveira da Costa Maia
Doutor José Ruiz de Almeida Garrett
Doutor Júlio Machado de Sousa Vaz
Doutor Manuel José Bragança Tender

À minha família

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Doutor Pereira Leite, director do Serviço de Obstetrícia do Hospital de S. João/Faculdade de Medicina do Porto, por ter tornado possível este trabalho e pelo estímulo, apoio e orientação dados em todas as suas fases.

Ao Prof. Doutor H. P. van Geijn, director do Serviço de Obstetrícia da Universidade Livre de Amsterdão, pelos ensinamentos que me transmitiu na área da monitorização fetal e pela confiança e disponibilidade investidas na minha orientação.

Ao Prof. Doutor Marques de Sá, da Faculdade de Engenharia do Porto, e ao Eng. Carlos Moura, por terem tornado possível o sistema Porto e pelo estímulo e disponibilidades permanentes.

Ao Prof. Doutor Altamiro Costa Pereira, da Faculdade de Medicina do Porto, pela colaboração na análise dos dados e pelo incentivo em todas as fases do trabalho.

Ao Prof. Doutor Luis Mendes Graça, do Serviço de Obstetrícia da Faculdade de Medicina de Lisboa, ao Prof. Dr. Carlos Santos Jorge e ao Dr. Jorge Braga, do Serviço de Obstetrícia do Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar e ao Dr. Paulo Moura, do Serviço de Obstetrícia da Faculdade de Medicina de Coimbra, pelo trabalho de segmentação dos cardiotocogramas que serviu de base ao trabalho de validação do sistema Porto.

Ao Prof. Doutor Cassiano Abreu Lima, da Faculdade de Medicina do Porto, pela colaboração na análise estatística.

Aos Drs. Pedro Vieira de Castro, do Hospital Distrital de Guimarães e Diogo Ayres de Campos, do Hospital de S. João, pela colaboração na colecta dos dados da segmentação visual dos cardiotocogramas.

Ao Dr. Frans Copray da European Concerted Action *New Methods for Perinatal Surveillance* pelos contactos científicos que mediou e pelo apoio na pesquisa bibliográfica.

Ao Dr. Gösta Rooth, da FIGO, pelo entusiasmo dado a todas as solicitações no esclarecimento de assuntos relacionados com as normas da FIGO, designadamente no respeitante à autorização para a respectiva inclusão no Apêndice desta dissertação.

Ao Prof. Doutor Iglesias Diz, de Santiago de Compostela, pela disponibilidade em partilhar a sua experiência com o sistema Hernandez.

À Dr.^a Alexandrina Branco e Dr. Teixeira da Silva, responsáveis pelo sector de cardiotocografia do Serviço de Obstetrícia do Hospital de S. João, por todas as facilidades de trabalho concedidas.

Aos colegas de trabalho, médicos, parteiras, enfermeiras, técnicos e administrativos, pela disponibilidade com que colaboraram na colheita dos dados e pela solidariedade permanente.

À Junta de Investigação Científica e Tecnológica (JNICT) pelo financiamento do projecto de investigação que levou ao desenvolvimento do sistema Porto.

Ao Instituto de Investigação Científica (INIC) pela concessão da bolsa para doutoramento no país.

Ao projecto Europeu *New Methods for Perinatal Surveillance*, pela informação científica, trocas de experiências e estágios que possibilitou.

À Sonicaid, representada em Portugal pela Medicinália, por ter possibilitado a experiência com o sistema 8000 e pela colaboração técnica.

À Toitu, representada em Portugal pela Icotrónica, pela disponibilidade para esclarecimentos técnicos.

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS

1- INTRODUÇÃO.....	1
1.1- VALOR CLÍNICO DA ANÁLISE VISUAL DO CARDIOTOCOGRAMA.....	3
1.1.1- Validade interna (precisão e reprodutibilidade).....	3
1.1.2- Validade externa (sensibilidade, especificidade e valores preditivos).....	4
1.1.3- Eficácia e eficiência	5
1.2- ASPECTOS ASSISTENCIAIS E MÉDICO-LEGAIS	7
1.3- ANÁLISE AUTOMATIZADA.....	9
1.4- OBJECTIVOS DA DISSERTAÇÃO	11
2- SISTEMAS DE ANÁLISE AUTOMATIZADA	13
2.1- DESCRIÇÃO DOS SISTEMAS.....	15
2.1.1- Sistema 8000	15
2.1.2- Sistema Lichten	23
2.1.3- Sistema Searle.....	25
2.1.4- Sistema Arduini	27
2.1.5- Sistema de Análise de Dados TOITU.....	29
2.1.6- Sistema Natali	32
2.1.7- Sistema Hernandez	34
2.1.8- Sistema Turco	37
2.2- DISCUSSÃO	39
2.2.1- Processamento dos sinais	39
2.2.2- Bases fisiopatológicas e clínicas	41
2.2.3- Interface com o utilizador	45
2.2.4- Avaliação clínica.....	45
2.2.5- Comentários	48

3- DESENVOLVIMENTO DE ALGORITMOS DE PROCESSAMENTO	49
3.1- SISTEMA PORTO	51
3.1.1- Desenvolvimento	51
3.1.2- Características gerais	51
3.2- CRITÉRIOS PARA O DESENVOLVIMENTO DE ALGORITMOS	54
3.2.1- Bases fisiopatológicas e clínicas.....	54
3.2.2- Análise das características gráficas dos traçados	62
3.3- ALGORITMOS DE PROCESSAMENTO	66
3.3.1- Aspectos gerais	66
3.3.2- Descrição dos algoritmos	66
3.4- DISCUSSÃO	77
4- VALIDADE INTERNA DA LEITURA AUTOMATIZADA DO CARDIOTOCOGRAMA PELO SISTEMA PORTO.....	81
4.1- MATERIAL E MÉTODOS	83
4.1.1- População estudada	83
4.1.2- Determinação da FCF basal	85
4.1.3- Segmentação dos traçados	86
4.1.4- Classificação dos traçados	87
4.1.5- Análise estatística	89
4.2- RESULTADOS	90
4.2.1- FCF basal	90
4.2.2- Segmentação	93
4.2.3- Classificação	105
4.3- DISCUSSÃO	109
4.3.1- FCF basal	109
4.3.2- Segmentação	113
4.3.3- Classificação	114
5- DISCUSSÃO GERAL	119
5.1- O EMPREGO DA CARDIOTOCOGRAFIA NA CLÍNICA.....	121
5.2- ANÁLISE AUTOMATIZADA DO CARDIOTOCOGRAMA.....	123
5.3- CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	126

6- SUMÁRIO E CONCLUSÕES	129
--------------------------------------	------------

7- BIBLIOGRAFIA	137
------------------------------	------------

APÊNDICES	163
-----------------	-----

A- Orientações da FIGO para o uso da monitorização fetal	165
--	-----

B- Casos clínicos	175
-------------------------	-----

ABREVIATURAS	267
--------------------	-----

1- INTRODUÇÃO

... intervention in the perinatal period has had unintended and harmful consequences in the past: those practising perinatal medicine should be concerned to use research to help minimize such consequences...

... in a field in which development is so rapid and diverse, it is important to distinguish real from apparent advances...

Chalmers & Sinclair, 1985

A cardiotocografia, introduzida por Caldeyro-Barcia, Hon e Hammacher [Donker, 1991], tornou-se rapidamente o meio electrónico de monitorização fetal mais usado em todo o mundo, mesmo sem comprovação prévia do respectivo valor clínico, na expectativa de se poderem evitar lesões neurológicas induzidas pelo parto [Niswander, 1989].

Hon deixa clara a força das convicções dessa época, ao considerar desnecessários, em 1974, os estudos controlados para avaliação clínica da cardiotocografia, perante as evidências de investigações laboratoriais no animal [Hon, 1974].

Contudo, os estudos sobre o valor clínico da cardiotocografia suscitaram grande interesse, em face do conhecimento de que qualquer acto médico pode ter benefícios e riscos e de que os últimos podem ser mais elevados do que os primeiros, sobretudo numa população, como a de grávidas, constituída na maior parte dos casos por elementos saudáveis [Grant A., 1984].

1.1- VALOR CLÍNICO DA ANÁLISE VISUAL DO CARDIOTOCOGRAMA

1.1.1- Validade interna (precisão e reprodutibilidade)

If a proportion of agreement study shows poor inter-observer agreement for a new method, the technology must either be improved or abandoned.

J.M. Grant, 1991

Aceita-se que a validade interna da cardiotocografia é claramente superior à da auscultação dos batimentos cardíacos [Grant A., 1989]. Contudo, a leitura visual dos traçados está sujeita a considerável variabilidade intra e inter-observadores, com implicações clínicas. Esta variabilidade verifica-se tanto na identificação da linha de base da frequência cardíaca fetal (FCF), das acelerações e das desacelerações, como na classificação e interpretação dos traçados, ainda que sejam usados os mesmos critérios de avaliação e estejam em causa clínicos experientes [Ayres-de-Campos e cols., 1992a ; Borgotta e cols., 1988; Donker, 1991; Flynn e cols., 1982; Hage, 1985; Lidegaard e cols., 1992; Lotgering e cols., 1982; Nielson e cols., 1987; Peck, 1980; Schneider e cols., 1991; Trimbo & Keirse, 1987; Vieira-de-Castro e cols., 1992; van Geijn e cols., 1992b]. Desta forma, o valor clínico de um cardiotocograma (CTG) depende da pessoa que o julga e do momento em que o faz, ou seja, apresenta um elevado cariz aleatório.

Admitir que um meio de avaliação clínica é aleatório é aceitar que os trabalhos de investigação e as atitudes clínicas decorrentes do mesmo possam carecer de fundamentação. Assim, apesar de raramente referidas e valorizadas, as limitações da validade interna da leitura visual do CTG são um aspecto com o maior relevo [Schneider e cols., 1991], não só pelo seu significado intrínseco, mas também pelas repercussões óbvias nos estudos de validade externa [Borgotta e cols., 1988].

1.1.2- Validade externa (sensibilidade, especificidade e valores preditivos)

A valorização dos trabalhos sobre a validade externa da cardiocografia deve ter em conta as limitações referidas quanto à validade interna [Borgotta e cols., 1988; Mohide & Grant, 1989]. De referir ainda que nem sempre se têm ponderado erros sistemáticos (*bias*) que frequentemente se cometem na interpretação dos estudos realizados, tal como o decorrente do desfasamento entre a realização do exame e a avaliação fetal/neonatal, particularmente quando se interpõe um trabalho de parto [Mohide & Grant, 1989]. De assinalar também que, muitas vezes, são pedidas à cardiocografia informações que ela não pode dar, ignorando-se, deste modo, as respectivas bases fisiopatológicas. A cardiocografia permite, fundamentalmente, uma avaliação neuro-cardíaca funcional do feto [Schiffrin & Clement, 1989; Whittle, 1987], não se devendo esperar que nos informe com precisão acerca do crescimento fetal ou a quantidade de líquido amniótico, por exemplo. Além disso, muitos trabalhos foram realizados numa época em que, desconhecendo-se os estádios comportamentais fetais [De Vries e cols., 1985; Montenegro e cols., 1990; Nijhuis, 1989], se classificavam padrões normais da FCF como patológicos, erro ainda hoje cometido com frequência [Bernardes, 1992; Spencer, 1992].

As sensibilidades e especificidades atribuídas à cardiocografia variam muito, tanto no ante como no intra-parto [Devoe, 1990; Grant, 1989; Mohide & Keirse, 1989; Thacker & Berkelman, 1986; Thacker, 1989]. Este aspecto não é surpreendente, dados os problemas de reprodutibilidade da leitura visual, as diferentes classificações adoptadas e as populações estudadas [Heringa & Huisjes, 1988]. De uma forma geral, a cardiocografia revela-se mais específica do que sensível, isto é, mais capaz de identificar casos sem doença do que com doença e só um número muito limitado de estudos lhe atribuem sensibilidade e especificidade aceitáveis [Devoe e cols., 1985, Devoe, 1990; Eskes, 1992; Grant, 1989; Jongsma e cols., 1989; Jongsma e cols., 1991; Mohide & Keirse, 1989; Thacker e cols., 1986].

O valor da cardiocografia como meio de rastreio ou diagnóstico numa dada população depende ainda da prevalência das situações em estudo, a qual condiciona a preditividade [Grant, 1984; Heringa & Huisjes, 1988; Wald & Cuckle, 1989]. Pode-se concluir, por isso, que a verdadeira validade externa da cardiocografia está por determinar. Constituem, no entanto, argumentos favoráveis os resultados, quer dos trabalhos experimentais, quer de alguns de índole clínica [Arnold-Aldea & Parer, 1990; Caldeyro-Barcia & Poseiro, 1966; Caldeyro-Barcia, 1992; Court & Parer, 1984; Fukushima e Hon, 1989; Hon,

1969; Murphy e cols., 1990; Parer, 1989b ; Pose, 1966].

1.1.3- Eficácia e eficiência

O estudo da eficácia da cardiotocografia destina-se a avaliar a possibilidade de evitar situações, por ela previsíveis, mediante intervenção clínica adequada. Aprecia, portanto, a validade de um método e de um protocolo de actuação clínica, sem permitir determinar a influência de cada um destes factores nos resultados [Grant A, 1984; Grant A, 1989; Mohide & Grant, 1989]. O estudo da eficiência destina-se a avaliar se existem métodos alternativos com uma eficácia superior [Grant A, 1984]. Daqui decorre que, se um meio de diagnóstico ou de rastreio não é válido, não faz sentido estudar a sua eficácia e eficiência. Contudo, desconhecendo-se em definitivo a real validade da cardiotocografia, e, dadas as dificuldades em conduzir, neste âmbito, estudos sem erros sistemáticos e aleatórios [Chalmers, 1989; Costa-Pereira, 1990; Grant A, 1984], alguns autores defendem a utilidade da avaliação da respectiva eficácia/eficiência [Grant A, 1989].

Em 1989, Grant e Thacker [Grant A, 1989; Thacker, 1989] publicaram trabalhos de revisão crítica sobre a eficiência da cardiotocografia no intra-parto, a partir de ensaios clínicos *randomizados* que foram analisados, quer individualmente, quer combinados e meta-analisados [Altman & Doré, 1990; Altman & Elbourne, 1988; Chalmers e cols., 1989; Sacks e cols., 1987]. Concluíram que, no referente à prevenção da morbi-mortalidade materna e perinatal, o uso da cardiotocografia era equivalente ao da auscultação intermitente, excepto no que respeitava ao aparecimento de convulsões neonatais e ao número de intervenções obstétricas. No grupo monitorizado electronicamente, as convulsões neonatais e as intervenções obstétricas foram significativamente menos e mais frequentes, respectivamente, mesmo quando simultaneamente foi avaliado o pH do escalpe fetal. As implicações clínicas a longo prazo das convulsões neonatais permanecem pouco claras. À maior prevalência de convulsões no grupo monitorizado por auscultação não se associaram diferenças no desenvolvimento neurológico ao ano de idade.

Mais recentemente, Shy e cols. [Shy e cols., 1990] publicaram um ensaio clínico *randomizado* multicêntrico, com a conclusão de que o número de paralisias cerebrais era maior nos prematuros, monitorizados no intra-parto simultaneamente com cardiotocografia e determinação, do pH do escalpe fetal do que com auscultação periódica. Contudo, a *randomização* adoptada neste trabalho é contestada por alguns autores [Schiffrin & Myers, 1990] ao mesmo tempo que outros responsabilizam pelos resultados o protocolo de intervenção e não a cardiotocografia, que até identificou um número mais elevado de

situações patológicas do que a auscultação [Anderl e cols., 1990; Iffy e cols., 1990].

Em 1989, Mohied & Keirse, verificaram que, no ante-parto, nenhum ensaio clínico, quer considerado individualmente, quer combinado e meta-analisado, demonstrou qualquer vantagem da cardiotocografia sobre outros meios de avaliação fetal na prevenção da morbi-mortalidade perinatal [Mohied & Keirse, 1989]. Pelo contrário, num trabalho recente de meta-análise associa-se um aumento da mortalidade perinatal ao uso do *non stress test* [Neilson, 1992].

A análise dos aspectos referidos quanto à eficácia/eficiência do CTG deve considerar, contudo, que alguns autores advertem que os estudos mencionados não utilizaram amostras com tamanhos adequados para se tirarem conclusões definitivas, mesmo quando se combinaram os respectivos resultados. Além disso, a meta-análise é contestável nestes trabalhos por neles terem sido adoptadas metodologias por vezes diferentes [Fanning & Hilgers, 1993; Huddleston, 1990; Parer, 1989].

1.2- ASPECTOS ASSISTENCIAIS E MÉDICO-LEGAIS

... Americans have adopted electronic monitoring as standard practice, at considerable expense to routine obstetrical care despite the failure of scientific evidence to support its use.

Rostow VP e cols., 1989.

If continous FHR monitoring continues, as many believe it will, ... then its use must be seen to be exemplary, both in terms of technological application and clinical interpretation. The former is likely to be achieved long before the latter.

J.A.D. Spencer, 1993.

Os estudos sobre o valor clínico do CTG demonstram, portanto, limitações na validade interna da leitura visual e não comprovam, até ao momento, as respectivas validade externa e eficiência. Daqui decorre que a utilização da cardiotocografia deverá ser exemplar, quer por razões clínicas, quer médico-legais [Barrett e cols., 1990; Spencer, 1993; Symmonds, 1992; Symmonds, 1993].

A propósito das implicações assistenciais dos estudos sobre o valor clínico da cardiotocografia referiremos ainda que, em 1985, a Organização Mundial de Saúde adoptou uma posição desfavorável à monitorização electrónica fetal de rotina, durante o trabalho de parto [Chalmers, 1992].

Por seu lado, a Federação Internacional de Ginecologia e Obstetrícia (FIGO), em 1986, recomendou que a cardiotocografia fosse utilizada, no ante-parto, apenas sob indicação clínica e, no intra-parto, nas gestações de alto risco [Rooth e cols., 1987].

De mencionar também que, em 1988, o *American College of Obstetricians and Gynecologists* e a *American Academy of Pediatrics* aceitaram claramente que, durante o trabalho de parto, a auscultação intermitente, segundo regras bem definidas, era equivalente à monitorização cardiotocográfica contínua, mesmo nas situações de alto risco [Bohem, 1990].

Também, em 1989, Mohide e Keirse, [Mohide & Keirse, 1989] numa publicação considerada como ... *provavelmente o livro mais importante de obstetrícia que apareceu neste século...* [Paintin, 1990], concluíram que, no ante-parto, os meios de avaliação biofísica fetal só deviam ser considerados experimentalmente válidos.

No que se refere à vertente médico-legal, a cardiotocografia continua a constituir um meio de acusação e de defesa dos clínicos. Contudo, é questionada a forma como têm sido valorizados os pareceres de peritos, face aos problemas de reprodutibilidade na leitura visual dos traçados [Barrett e cols., 1990; Symmonds, 1992; Symmonds, 1993; Spencer, 1989]. Além disso, salienta-se que à semelhança do sucedido com a colheita de sangue do escalpe fetal [Miller & Frazier, 1990], ao considerar-se o uso da cardiotocografia opcional - e não obrigatório - se torna mais fácil o aparecimento de um maior número de questões relacionadas com acidentes na aquisição dos traçados.

1.3- ANÁLISE AUTOMATIZADA

Training of observers in standardized systems of visual interpretation is likely to reduce variation, but interpretation will always remain subjective to some extent. Objective computerized assessment is therefore a rational development.

A. Grant, 1989.

A investigação na área da análise automatizada do CTG é considerada um caminho racional conducente à utilização internamente válida deste método [Grant, 1989; Uzan e cols., 1989]. Para além deste aspecto, essencial à prática clínica e à investigação, o computador pode ainda possibilitar o arquivo, a pesquisa e a comparação quantitativa rápida de traçados [Ayres-de-Campos e cols., 1992b; Bernardes e cols., 1991; Dawes e cols., 1991a; Snijders e cols., 1992], bem como a sua transmissão por telefone [Dawson e cols., 1988; Dawson e cols., 1989; Gonen e cols., 1990; Uzan e cols., 1989; Uzan, 1992]

... current visual interpretation is not easily simulated by computer.

These systems still require extensive evaluation, however, before they can be introduced into clinical practice, other than on an experimental basis.

A Grant, 1989.

Em 1986, Stigsby e cols. publicaram uma revisão detalhada sobre os métodos de análise automatizada do CTG [Stigsby e cols., 1986]. As bases fisiopatológicas e clínicas dos critérios adoptados para a descrição dos traçados eram mal conhecidas em muitos casos. A maioria dos protótipos não tinha sido validado e a sua eficácia nunca fora demonstrada. Stigsby e cols. concluíram que muito trabalho deveria ainda ser desenvolvido antes da introdução destes sistemas na clínica.

De então para cá, o aparecimento de computadores pessoais de baixo custo, com notáveis avanços no âmbito da velocidade de processamento, da memória, da portabilidade e das possibilidades de visualização de dados, contribuiu largamente para uma mais fácil abordagem do assunto, levando aos primeiros sistemas de análise automatizada para a clínica que, contudo, está a dar os primeiros passos.

Numa revisão inicial que fizemos dos sistemas disponíveis [Bernardes e cols., *in press*] verificamos que as informações eram limitadas e dispersas. Constatamos ainda que, embora de forma não explícita, todos os sistemas

adoptavam critérios diferentes entre si e em relação aos mais consensualmente aceites. Além disso, registámos que alguns eram utilizáveis apenas no anteparto e outros no intra-parto, que não estava demonstrada a validade ou eficácia/eficiência de nenhum deles e que persistia a dúvida quanto ao valor da análise automatizada segundo critérios consensualmente aceites.

Recentemente, a afirmação da necessidade da análise automatizada do cardiotocograma e o reconhecimento das limitações das soluções propostas até ao momento foram tornados públicos por um vasto grupo de cientistas, perinatologistas, clínicos, engenheiros biomédicos e representantes da indústria numa reunião que teve lugar no *Royal College of Obstetricians and Gynaecologists*, em Londres [Working Party on Cardiotocograph Technology, 1993].

1.4- OBJECTIVOS DA DISSERTAÇÃO

A presente dissertação decorre, portanto, das dificuldades que têm sido encontradas na análise visual do CTG e no desenvolvimento e validação da análise automatizada, e tem os seguintes objectivos:

- 1- revisão crítica dos sistemas de análise automatizada do CTG disponíveis para a prática clínica;
- 2- pesquisa e definição de critérios para o desenvolvimento de algoritmos destinados ao processamento dos sinais cardiotocográficos, segundo normas consensualmente aceites;
- 3- avaliação da validade interna dos algoritmos desenvolvidos.
- 4- extrapolação crítica para a clínica da informação e experiência adquiridas.

2- SISTEMAS DE ANÁLISE AUTOMATIZADA

O objectivo deste capítulo é apresentar uma revisão crítica sobre sistemas de análise automatizada do CTG baseados em computadores pessoais de baixo custo e de fácil operação, utilizáveis na prática clínica. Não nos referiremos a protótipos que integram o processamento de dados cardiotocográficos e clínicos [Beksaç e cols., 1991; Beksaç e cols., 1992; Hernandez e cols., 1988] nos quais é impossível uma avaliação correcta do papel e da importância de cada um destes factores.

Servir-nos-emos, das informações obtidas pela bibliografia e por contactos técnicos com responsáveis pelo desenvolvimento e comercialização dos sistemas, da experiência com a utilização de alguns e, sobretudo, dos conhecimentos que adquirimos no desenvolvimento de um novo protótipo, conhecido por sistema Porto [Bernardes e cols., 1991].

Esperamos que este capítulo contribua para melhor compreensão das motivações que levaram ao desenvolvimento do sistema Porto e ainda para análise mais profunda dos aspectos originais nele introduzidos e do seu potencial de utilização clínica.

Serão particularmente focados a aquisição e processamento dos sinais, as bases fisiopatológicas dos algoritmos, a interface com o utilizador e a respectiva avaliação clínica.

Os conceitos fisiopatológicos e clínicos, subjacentes aos diferentes sistemas, mais universalmente utilizados devem-se a Caldeyro-Barcia, Hon e Hammacher [Donker, 1991], e encontraram recentemente expressão consensual, nas normas da FIGO que serão, por isso, apresentadas integralmente em apêndice [Rooth e cols., 1987; Bernardes e cols., 1992c]. Contudo, alguns sistemas assentam em conceitos e definições que pontualmente não seguem as normas da FIGO pelo que a eles nos referiremos em particular no texto.

2.1- DESCRIÇÃO DOS SISTEMAS

2.1.1- Sistema 8000

O Sistema 8000 está comercializado, desde 1989 pela Oxford Sonicaid Ltd., com sede no Reino Unido. Os algoritmos de processamento foram desenvolvidos por Geoffrey Dawes e cols. [Dawes e cols., 1982 *a e b*; Dawes, 1985; Dawes e cols., 1985; Dawes e cols., 1991; Lawson e cols., 1984; Visser e cols., 1981].

Processamento dos sinais

Os sinais provenientes do cardiotocógrafo via uma porta RS232 (períodos cardíacos, valores obtidos pelo tocodinamómetro e movimentos fetais) são amostrados dez vezes por segundo. Os períodos cardíacos são verificados por um algoritmo detector de erros sendo aceites quando os seus valores estão compreendidos entre 63- 163% da média dos correspondentes aos dois últimos considerados válidos [Dawes, 1985]. Os valores correspondentes aos períodos cardíacos considerados válidos são substituídos pela respectiva média cada 3,75 segundos (*3,75 sec epochs*) [Dawes e cols., 1982 *a*; Dawes, 1985; Dawes e cols., 1985; Dawes e cols., 1990; Mantel e cols., 1991; Ribbert e cols., 1991].

A substituição de um conjunto de valores pela respectiva média foi considerada necessária para a aplicação de um filtro digital. A redução do número de amostras (cerca de 960 por hora) aumenta a velocidade de processamento, diminui as necessidades de memória e permite melhor ajustamento ao visor do computador que dispõe de 800 pontos (*pixels*) em abcissas [Dawes e cols., 1990].

A perda de sinal é calculada como a percentagem de *3,75 sec epochs* para as quais não é encontrada uma média considerada válida [Dawes e cols., 1990; Dawes e cols., 1991*b*].

A aquisição, validação e redução dos sinais dura cerca de 40 milisegundos [Dawes e cols., 1990].

A primeira análise das *3,75 sec epochs* é feita ao fim dos primeiros dez minutos e actualizada cada dois minutos. Começa pela determinação de uma linha de base da FCF. Para esse fim é utilizado um filtro digital passa baixo, com propagação directa e retro-propagação, que, partindo da média dos valores

das *epochs* registados nos dois primeiros minutos, evita a influência, respectivamente, das alterações periódicas e das características iniciais dos traçados. Os valores que se desviam mais ou menos 60 milissegundos dos precedentes também não são admitidos para a determinação da linha de base procurando-se deste modo excluir as acelerações e as desacelerações [Dawes, 1982a ; Dawes, 1985; Mantel e cols., 1990a].

As acelerações são definidas como toda a subida para além da linha de base com pelo menos 15 segundos de duração e 10 batimentos por minuto (bpm) de amplitude [Dawes e cols., 1991b].

Quanto às desacelerações, são identificados dois tipos, um com pelo menos 10 bpm de amplitude e 1 minuto de duração e outro com pelo menos 20 bpm e 30 segundos de duração. A área da desaceleração é estimada como a média das diferenças entre os valores da linha de base e das *epochs*, exprimindo-se sob a forma de *lost beats*. As desacelerações com mais de 20 *lost beats* são consideradas prolongadas [Dawes e cols., 1991b].

A *variação a longo prazo da FCF*, calculada minuto a minuto, com exclusão das desacelerações e expressa em milissegundos, corresponde à diferença entre os valores mais elevado e mais baixo de cada *epoch* ou, no caso de todos serem inferiores aos da linha de base, como acontece nas acelerações com mais de 1 minuto, entre o menos elevado e o correspondente à linha de base. Os segmentos que apresentam uma variação a longo prazo superior a 32 milissegundos ou inferior a 30 milissegundos, com uma duração de pelo menos 5 em 6 minutos (ou 4 em 5, no início ou fim dos traçados), classificam-se como episódios de alta ou baixa variação, respectivamente. Se, ao fim de 20 minutos, não é encontrado um episódio de alta variação os valores limite baixam para 24 e 22 milissegundos, respectivamente [Dawes e cols., 1985; Dawes e cols., 1991 a e b; Mantel e cols., 1991].

A *variação global da FCF (mean minute range)* é calculada como a média da respectiva *variação a longo prazo*. É considerada normal, questionável ou anormal quando superior a 30 milissegundos, compreendida entre 30 e 20 ou inferior a 20, respectivamente [Dawes e cols., 1991].

À diferença média entre os valores de *epochs* sucessivos, excluindo as desacelerações, é chamada *variação da FCF a curto prazo* [Dawes e cols., 1990; Dawes e cols., 1991a e b]

A *FCF basal*, em bpm, é calculada a partir dos valores das *epochs* correspondendo à média, quando presentes episódios de baixa variação, ou à moda, quando ausentes [Street e cols., 1991].

A frase *Advice, Dawes/Redman criteria met* aparece quando se regista um episódio de alta variação associado a movimentos fetais, ou ocorrem três acelerações, na ausência de desacelerações prolongadas [Mantel e cols., 1991].

Num computador pessoal AT IBM compatível, a análise dos dados correspondentes a uma hora demora cerca de 25 segundos, [Dawes e cols., 1990].

Bases fisiopatológicas e clínicas

Segundo os autores do sistema, a experiência mostrou que a substituição das amostras contidas em cada *epoch* pela respectiva média não interferia na identificação de acelerações nem de desacelerações [Dawes, 1985]. À crítica de que a substituição das amostras das *epochs* pela respectiva média interfere na avaliação da variabilidade a curto prazo, os autores contrapõem que a FCF determinada pelos cardiotocógrafos com auto-correlação não é igualmente a real [Dawes e cols., 1990].

Quanto aos critérios utilizados nos algoritmos de processamento, uns tais como os da FCF basal, expressam as normas da FIGO [Rooth e cols., 1987]. Outros, como no caso das acelerações e das desacelerações, resultaram de modificações introduzidas pelos autores. Outros ainda, baseados no estudo de elevado número de casos são verdadeiramente originais. É o que acontece com o conceito de *variação da FCF, a curto e longo prazo*.

Ao contrário da variabilidade a longo prazo, a *variação a longo prazo* é calculada não só nas zonas do traçado correspondentes à linha de base mas também durante as acelerações, fornecendo uma informação global sobre a variabilidade e as acelerações. A *variação a curto prazo* é avaliada com base na diferença entre *3,75 sec epochs* sucessivas, situação diversa da diferença batimento a batimento cardíaco fetal conhecida por variabilidade a curto prazo [Court & Parer, 1984; Rooth e cols., 1987].

Interface com o utilizador

O sistema permite a selecção de várias funções através de *menus*, tais como a pesquisa de registos de pacientes, a aquisição e processamento de traçados e o arquivo de dados. Os traçados processados, isto é, reduzidos às *epochs*, com indicação clara da linha de base, da *variação a curto e longo prazo*, das acelerações e desacelerações, podem ser visualizados no computador ou imprimidos. Apresentam um aspecto gráfico que faz lembrar o do traçado original e acompanham-se de um relatório escrito sumário (*figuras 1 e 2*). Na

última versão do sistema é possível obter-se o traçado original, sem segmentação, acompanhado do respectivo relatório. Há ainda a possibilidade de se visualizarem e imprimirem gráficos com indicação das tendências dos diferentes parâmetros em exames sucessivos (*trendgrams*) [Dawes e cols., 1990] (*figura 3*).

Avaliação clínica

A *variação da FCF a curto prazo* mostrou-se capaz de discriminar traçados pré-terminais associados a acidose metabólica do recém-nascido ou a morte fetal, mesmo nos casos com *variação a longo prazo* presente, como por exemplo nos traçados sinusoidais [Dawes e cols., 1990; Street e cols., 1991]. Contudo, Bártfai e cols. demonstraram que o sistema 8000 nem sempre identifica correctamente um traçado sinusoidal [Bártfai e cols., 1992].

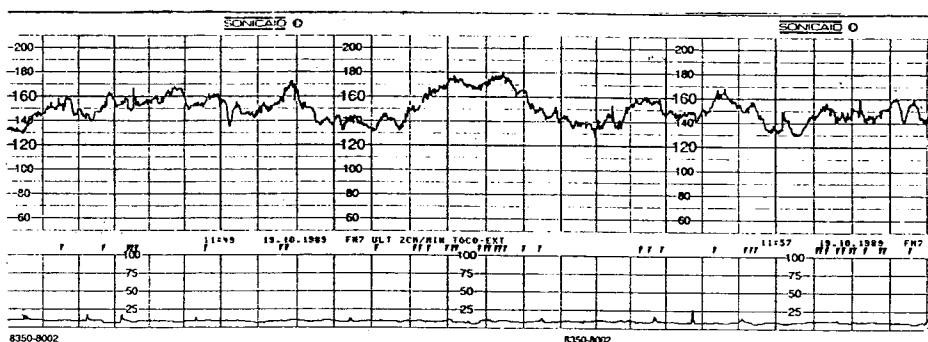
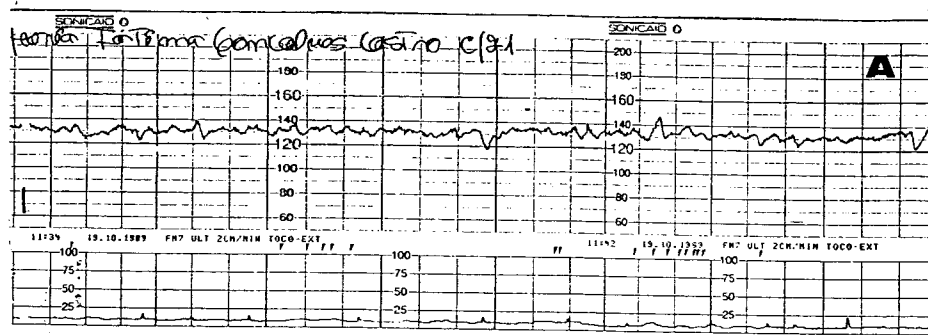
No ante-parto de gestações com desfecho normal, a *variação a longo prazo* revelou-se melhor indicador de *normalidade fetal* do que a detecção isolada de acelerações [Dawes e cols., 1985]. Mostrou-se ainda capaz de discriminar o padrão cardiotocográfico tipo A (estádio comportamental 1F) do tipo B (estádio comportamental 2F), mas não o tipo A do patológico [Nijhuis, 1989; Mantel e cols., 1991].

Num estudo caso-controlo, a *variação da FCF a longo prazo* apresentou-se significativamente reduzida em fetos com atraso de crescimento intra-uterino (ACIU). A alternância entre *episódios de alta e baixa variação* não foi contudo diferente entre os fetos com ACIU e os controlos [Henson e cols., 1984].

Um outro estudo caso-controlo, realizado com grávidas submetidas a cesariana electiva, mostrou que a hipoxemia sem asfixia era significativamente mais grave quando os traçados apresentavam *variação da FCF* inferior a metade da dos controlos [Smith e cols., 1988].

Dawes e cols. [Dawes e cols. 1992a] afirmam, a partir de dados de um estudo retrospectivo, realizado no ante-parto, que a *variação a curto prazo da FCF* é um indicador mais *geral do bem estar fetal* do que a fluxometria Doppler da artéria umbilical, salientando que esta permite apenas a identificação de comprometimento secundário a alterações da circulação feto-placentária. Afirmam ainda que a *variação a curto prazo* é melhor indicador de atingimento fetal do que as desacelerações.

Economides e cols. [Economides e cols., 1992] encontraram uma correlação positiva significativa entre a *variação da FCF, a curto e longo prazo*, e o hematócrito, em situações de iso-imunização. Quando as *variações a curto e a*



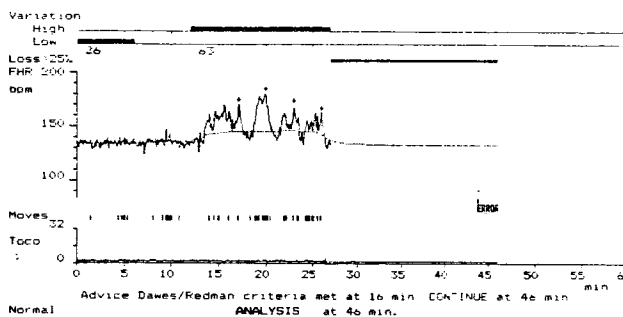
B

HOSPITAL S. JOAO

Oxford Sonicaid - System 8000 - Objective CTG Analysis System - Rev 1.24
Printed on 19-Oct-89 at 12:25:20

New print for M FATIMA FERREIRA CASTRO
Date of recording 19-Oct-1989
Record Number A 42

Reference No. 34660/9
Time of recording 11:37
Gestation 36 weeks 0 days



Advice Dawes/Redman criteria met at 16 min CONTINUE at 46 min

Normal Values

(0)	1. SIGNAL LOSS (%)	41.3
(0)	2. CONTRACTION PEAKS	0
(12)	3. FETAL MOVEMENTS (per hour)	67
	per min in High 2.33 in Low 1.00	
(<160)	4. BASAL HEART RATE (bpm)	124
(48/hr)	5. ACCELERATIONS >10 bpm & 15 sec	4
(0)	6. DECELERATIONS > 20 lost beats	0
(0.4)	7. HIGH EPISODES (min) : Threshold 32 msec	15
	LOW EPISODES (min)	6

B. VARIATION OVERALL (Mean range : msec) 49.6
(Variability: bpm) 15.6

INTERPRETATION OF VARIATION Normal - 20 msec
Questionable 20 - 70 msec
Abnormal > 70 msec

* NOTE HIGH SIGNAL LOSS

ADVICE ONLY. THIS IS NOT INTENDED AS A DIAGNOSIS

Figura 2.1: (A) Traçado original (velocidade do papel: 2cm/min) e (B) respectivo processamento pelo sistema 8000.

medicinalia

Oxford Sonicaid - System 8000 - Objective CTG Analysis System - Rev 1.24
Printed on 21-Sep-89 at 09:27:44

Traces for B F
Final trace on 27-Jan-1987

Reference No. 154991/0
Gestation 31 weeks 0 days

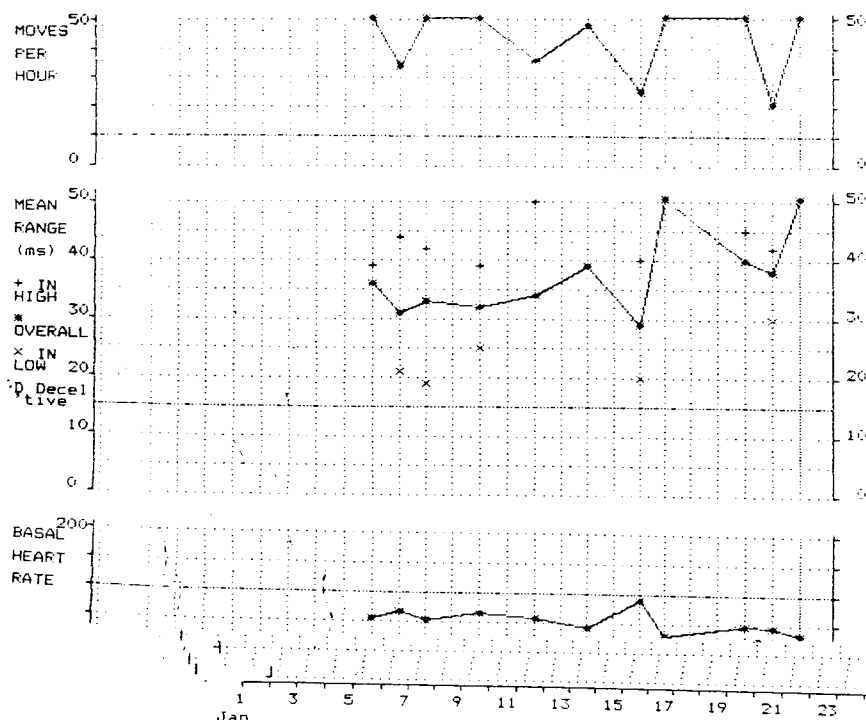


Figura 2.2: Trendgram fornecido pelo sistema 8000.

longo prazo foram inferiores a 5 e a 30 milissegundos, respectivamente, os valores preditivos positivos e negativos, na identificação de um hematócrito fetal inferior a 30, foram, respectivamente, de 85 e 90%, e, de 56 e 57%.

A avaliação do sistema na fase inicial do trabalho de parto foi feita num estudo que incluiu 136 gestações de termo. Não foi encontrada relação entre a variação da FCF e hipóxia ao nascimento. Além disso, neste estudo, registaram-se episódios de baixa variação com duração superior a 1 hora, e de muito baixa variação (preditivos de morte fetal no ante-parto), em casos com desfecho perinatal normal. Também não foi encontrada qualquer correlação significativa entre a variação da FCF correspondente à última hora do trabalho de parto e o *deficit* de bases no sangue da artéria umbilical do recém-nascido [Dawes, 1991; Dawes e cols., 1991c; Pello e cols, 1988].

A linha de base da FCF foi calculada segundo o algoritmo descrito por Dawes e cols., em 50 traçados colhidos no ante-parto com a duração de 2 horas, e comparada com a obtida a partir do algoritmo descrito por Mantel e cols.. Este procedimento foi levado a cabo, independentemente, por três peritos a quem

não foi fornecida informação acerca da origem dos traçados. As linhas de base foram consideradas equivalentes em 72% dos casos e nos restantes 28% foi dada preferência às obtidas pelo algoritmo descrito por Mantel e cols. [Mantel e cols., 1990a].

Num estudo retrospectivo, Cheng e cols. [Cheng e cols., 1992] compararam as classificações de 100 CTGs, colhidos no ante-parto, baseadas na análise da *variação global da FCF (mean minute range)*, com as obtidas, independentemente, por um clínico. Não são discutidos, contudo, os critérios adoptados no sistema classificativo original, introduzido pelo referido clínico, pelo qual os traçados foram pontuados numa escala de 0-80 que possibilitou a correlação com a *variação global da FCF*, também pontuada de 0-80. Concluem ter existido uma concordância significativa entre os dois métodos. Quanto à validade dos dois métodos, apenas se refere que os 13 casos em que a análise computadorizada discordou da visual, e que foram classificados como patológicos pela primeira e como normais pela segunda, tiveram um desfecho perinatal normal. Dawes e Redman [Dawes & Redman, 1993b], contestam vários aspectos deste trabalho, designadamente, no que se refere à reprodutibilidade da leitura visual, com a qual foi comparada a análise automatizada, e ao cometimento de erros sistemáticos (*bias*) na determinação de falsos positivos.

Schneider e cols. *monitorizaram* 1000 gestações com o sistema 8000. O intervalo de tempo entre os últimos exames considerados normais ou anormais e os nascimentos foi de $2,59 \pm 1,9$ dias e de $0,75 \pm 1,3$ dias, respectivamente. O número de fetos nascidos com índice de Apgar < 7 ao 5º minuto, foi de cinco, quatro dos quais apresentaram exames normais antes do parto (80% de falsos negativos na predição de índice de Apgar < 7 ao 5º minuto). Nos 4 casos com traçados anormais registou-se um índice de Apgar ≥ 7 ao 5º minuto (100% de falsos positivos) [Schneider e cols., 1992].

Num trabalho retrospectivo, realizado por Dawes e cols., no ante-parto, a *variação a curto prazo da FCF*, superior a 3 milisegundos, teve uma especificidade de 100%, e registou uma sensibilidade de 34%, quando inferior a 2,6 milisegundos, no que se refere à previsão de morte fetal ou acidose neonatal após cesariana electiva [Dawes e cols., 1992a].

Hiett e cols. [Hiett e cols., 1993] compararam, num estudo retrospectivo, a análise visual do CTG, no ante-parto, segundo os critérios de reactividade clássicos com a análise computadorizada segundo Dawes e Redman. Este trabalho, permite concluir que os critérios de avaliação são diferentes apesar de se terem encontrado valores semelhantes de sensibilidade e especificidade para os dois métodos, que foram de 13 e 92%, respectivamente, no que se refere à leitura computadorizada, e de 9 e 94%, no relativo à leitura visual.

Num estudo prospectivo *randomizado* Dawes e cols. salientam que a utilização do sistema 8000, ao informar o utilizador da qualidade do sinal, permite melhores registos cardiotocográfico originais [Dawes e cols. 1992*b*].

2.1.2- Sistema Lichten

O Sistema Lichten deve-se a Lichten, de Detroit [Lichten, 1986].

Processamento dos sinais

Os sinais cardiotocográficos são amostrados 2 vezes por segundo e é calculada a respectiva média com uma precisão de 8 bits. Médias *significativamente* diferentes das duas anteriores são consideradas artefactos. A qualidade dos sinais é estimada com base no número de artefactos detectados. A ausência do registo de FCF mensurável considera-se *perda de sinal*. Os valores médios da FCF são processados em janelas de oito minutos e meio.

A *FCF basal* corresponde à banda de 4 bpm com o maior número de amostras, sendo ponderada de acordo com as bandas adjacentes. Similarmente a linha de base da actividade uterina corresponde à banda de 4 valores com maior número de amostras.

A *variabilidade da FCF* define-se como a diferença entre os valores das amostras originais e os valores médios da FCF, ao longo de 8 minutos e meio.

Identificam-se alterações periódicas sempre que a FCF média é 4 bpm superior ou inferior à linha de base e analisam-se, cada dois minutos, todas as alterações periódicas superiores a 20 segundos, a partir da respectiva relação com as contracções uterinas.

As desacelerações precoces são identificadas em face de um flanco da FCF inferior a 2,2, simultâneo com uma contracção uterina.

As desacelerações tardias, que ocorrem depois da contracção, cumprem pelo menos 3 das 4 diferenças seguintes: 1) entre o início da contracção e da desaceleração superior a 24 segundos, 2) entre o pico da contracção e o início da desaceleração superior a ± 6 segundos, 3) entre o pico da contracção e o nadir da desaceleração superior a 24 segundos, 4) entre o fim da contracção e da desaceleração superior a 24 segundos.

As desacelerações variáveis são aquelas em que se verifica um flanco superior a 2,2.

As desacelerações prolongadas com um flanco final inferior a 2,2 são classificadas como tardio-variáveis.

Não se encontra referência à identificação de acelerações.

Bases fisiopatológicas e clínicas

Os algoritmos de processamento estão de acordo com os critérios da FIGO com excepção do ajustamento da linha de base à FCF basal e da definição de desacelerações e de variabilidade.

Interface com o utilizador

O utilizador selecciona as operações e introduz dados clínicos através de um *menu*. Os sinais processados são visualizados no computador e/ou imprimidos com aspecto gráfico semelhante ao do traçado original. É possível, também, a visualização das curvas de Friedman.

Avaliação clínica

Os autores do sistema referem terem identificado todos os casos com padrão de desacelerações tardias ou bradicardia, num conjunto de traçados obtido em mais de duas centenas de grávidas.

Num estudo efectuado com 125 traçados, obtidos durante o trabalho de parto, a sensibilidade do sistema na identificação de desacelerações precoces, tardias ou variáveis foi de 58, 86 e 35%, respectivamente, quando se usou como referência a classificação das desacelerações por um especialista. Não é explícito se esta avaliação foi levada a cabo com ocultação dos resultados obtidos pelo sistema.

2.1.3- Sistema Searle

O Sistema Searle foi desenvolvido por John Searle e cols. da Georgia (EUA), explicitamente para a análise do *non stress test* (NST) [Searle e cols., 1988].

Processamento dos sinais

Os sinais cardiotocográficos são amostrados dez vezes por segundo através de uma porta RS232. Em seguida é calculada a média dos valores da FCF em cada segundo. São considerados artefactos e rejeitados, todos os valores sequenciais cujo quadrado da diferença seja superior a um limite empiricamente definido ou que correspondam a zero e tenham determinada distribuição estatística. É adquirido, no máximo, um movimento fetal em cada 10 segundos. A análise dos dados só se efectua se a perda de sinal não exceder os 50%. O processamento inicia-se após 35 minutos de aquisição.

A *linha de base da FCF* é determinada numa janela de 5 minutos e meio que se desloca de 30 em 30 segundos. Corresponde ao percentil 20 dos valores da FCF depois de excluídos, do registo inicial, os inferiores ao percentil 50, susceptíveis de serem considerados desacelerações.

A *variabilidade da FCF* é calculada a partir do respectivo coeficiente de variação em cada minuto.

As *acelerações*, de dois tipos, são definidas como subidas da FCF, para além da linha de base, com mais de 10 ou 15 bpm, que se mantêm com valores superiores a 5, durante pelo menos 7 segundos e meio.

As *desacelerações* são descidas da FCF, a partir da linha de base, superiores a 10 bpm e com mais de 15 segundos.

O sistema calcula também a FCF basal, a variabilidade média, o número de acelerações e de desacelerações e a percentagem de tempo correspondente às mesmas. Não são classificadas as desacelerações nem analisados os sinais correspondentes à actividade motora uterina.

Bases fisiopatológicas e clínicas

Os algoritmos de processamento baseiam-se em conceitos amplamente divulgados, embora nem sempre consensuais, relativos ao NST, designadamente na relação entre comprometimento fetal e ausência de um

determinado número de acelerações, associadas ou não a movimentos fetais, num período de tempo definido [Devoe, 1990].

Interface com o utilizador

As operações disponíveis, tais como a aquisição de sinais e a introdução de dados clínicos são seleccionáveis através de um *menu*.

Os sinais processados são visualizados no computador e/ou imprimidos com aspecto gráfico semelhante ao do traçado original. O sistema sinaliza claramente a linha de base, as acelerações e as desacelerações. É fornecido um relatório com os resultados.

Avaliação clínica

Em 284 traçados com a duração de 30 minutos (NST), a linha de base média, as acelerações e as desacelerações, identificadas pelo sistema, foram confrontados com a opinião de dois especialistas que ignoravam os resultados do computador. A correlação encontrada foi de 0.98 para a linha de base e de 0,98 e 0,90 para as acelerações e desacelerações, respectivamente. As linhas de base determinadas pelos especialistas foram inferiores às do computador ($1,5 \pm 1,7$) e o número de acelerações superior ($0,4 \pm 1,3$). Embora as diferenças encontradas tenham sido estatisticamente significativas, os autores não as valorizaram para aplicação clínica.

2.1.4- Sistema Arduini

O sistema Arduini foi desenvolvido por Domenico Arduini e cols., de Roma [Arduini e cols., 1990].

Processamento dos sinais

Os períodos cardíacos e o sinal correspondente à actividade motora uterina são amostrados com a frequência de 500 e de 1 Hz, respectivamente. A detecção de artefactos é feita de acordo com um algoritmo descrito por van Geijn e cols. [van Geijn e cols., 1980b].

A *linha de base* é estimada como a moda da FCF numa janela móvel de 15 minutos. A *variabilidade* da linha de base é calculada, numa janela de 3 minutos que se desloca todos os 30 segundos, sob a forma de índice de irregularidade a longo prazo, de acordo com de Haan [De Haan e cols., 1971].

As *acelerações* são definidas como desvios da FCF para cima da linha de base com pelo menos 15 bpm e 15 segundos.

As *desacelerações* correspondem a descidas a partir da linha de base, com mais de 10 bpm e de 15 segundos.

O sistema calcula também o número, duração e área total das acelerações e desacelerações bem como o tempo de latência entre o início das desacelerações e das contracções uterinas.

O tónus uterino é calculado por análise estatística dos valores das respectivas amostras considerando-se que se verifica um aumento significativo quando é ultrapassado o valor correspondente a duas vezes o desvio padrão. O sistema quantifica também o número de contracções uterinas e respectiva amplitude média.

Bases fisiopatológicas e clínicas

Os algoritmos de processamento estão de acordo com os critérios da FIGO excepto na determinação da linha de base da FCF que não é obrigatoriamente calculada na ausência de acelerações e desacelerações.

Interface com o utilizador

Podem ser arquivados alguns dados de identificação. Os sinais são visualizados com um formato semelhante ao dado pelo cardiotocógrafo. É fornecido um relatório escrito com todas as variáveis analisadas.

Avaliação clínica

Um estudo feito a partir de 153 CTGs mostrou percentagens de concordância entre o sistema e a maioria de 3 especialistas da ordem de 82 % no respeitante à linha de base ± 5 bpm, e de 79, 75, 68 e 71 % no relativo ao número de acelerações, desacelerações, tempo de latência das desacelerações e número de contracções uterinas, respectivamente. Embora o índice de irregularidade a longo prazo tenha sido significativamente mais elevado nos padrões cardiotocográficos tipo B e D (estádios comportamentais 2F e 4F) do que no tipo A (estádio comportamental 1F) não permitiu, contudo, discriminar os 4 estádios comportamentais.

2.1.5- Sistema de Análise de Dados TOITU

Os algoritmos de processamento do Sistema de Análise de Dados Toitu foram desenvolvidos por Kazuo Maeda da Universidade Tottori, (Japão) e é comercializado pela Toitu Co. Lda. de Tóquio.[Maeda e cols., 1989, Maeda, 1990].

Processamento dos sinais

Os sinais provenientes do cardiotocógrafo são amostrados 4 vezes por segundo via uma RS232. Posteriormente é calculada a média dos valores contidos em cada 2 segundos. Os artefactos são identificados e rejeitados [Maeda, 1990]. O processamento efectua-se todos os 5 minutos. Os dados começam por ser divididos em 20 escalões de 10 bpm com início no zero e fim nos 200.

A *linha de base* corresponde à média dos valores contidos no escalão com maior número de amostras. A partir da média das diferenças valor a valor médio da FCF, calculado cada 2 segundos, são depois determinadas 2 linhas de referência, uma acima e outra abaixo da linha de base.

As *acelerações* são identificadas como subidas, para além da linha de referência superior, com mais de 12 bpm e de 12 segundos.

As *desacelerações* são definidas como descidas, para baixo da linha de referência inferior, com mais de 20 bpm e de 30 segundos. Os autores introduzem o conceito de *DIP shape value* que é a razão entre a área do DIP e o produto da duração da desaceleração pela sua amplitude.

As desacelerações são classificadas em precoces, tardias ou variáveis, de acordo com, a relação do nadir com o pico da contracção precedente, o *DIP shape value* e a *variabilidade da desaceleração*. A *variabilidade da desaceleração* é calculada como o somatório das diferenças valor a valor da FCF. As desacelerações variáveis possuem os *DIP shape values* e as *variabilidades de desaceleração* mais elevadas. As desacelerações tardias são aquelas que aparecem com uma latência superior a 20 segundos de uma forma repetitiva. A amplitude, tempo de recuperação, duração e valor do nadir, são também calculados e apresentados [Maeda e cols., 1989; Maeda, 1990].

A *variabilidade a longo prazo da FCF* é obtida a partir das diferenças entre as médias dos valores registados em cada 2 segundos. Para este cálculo, o sistema considera apenas os valores de descida e exclui as desacelerações. São também calculadas e apresentadas, a frequência e amplitude média global das descidas

da FCF, bem como a prevalência de episódios de amplitude superior a 5 bpm. A variabilidade da linha de base considera-se reduzida quando é inferior a 5 e ausente quando persiste reduzida durante mais de 20 minutos [Maeda e cols., 1989; Maeda, 1990].

As características da linha de base e das desacelerações são agrupadas, de 5 em 5 minutos, num *score* a partir do qual, em períodos de 15 minutos, é fornecido um *índice de sofrimento fetal*. Considera-se um *índice de sofrimento fetal* igual a zero, normal, igual a 1, indicação para continuação da *monitorização*; igual a 2, suspeito e igual a 3, tradutor de sofrimento fetal. O *índice de sofrimento fetal* é o parâmetro a que os autores atribuem maior valor diagnóstico [Maeda e cols., 1989; Maeda, 1990].

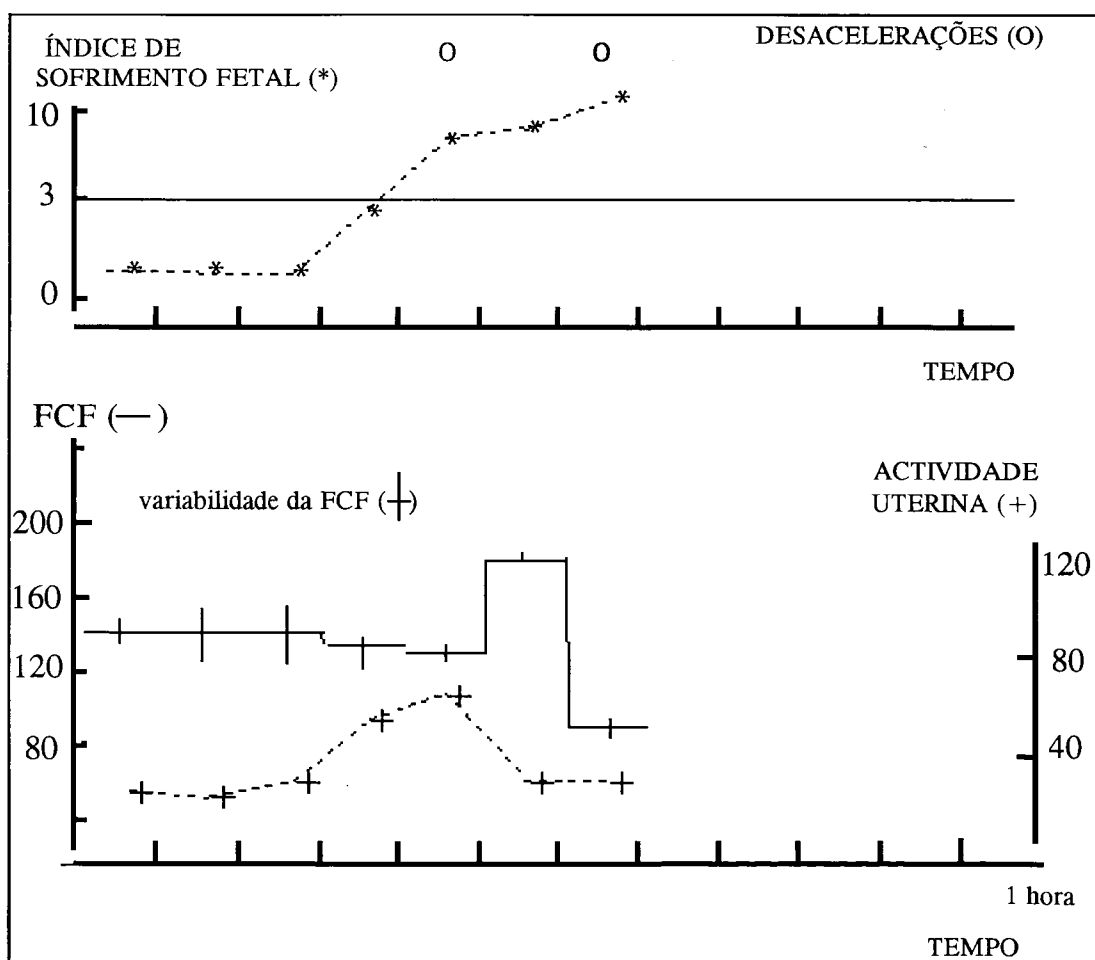


Figura 2.3: Representação esquemática simplificada de *trendgram* tal como é fornecido pelo sistema Toitu, num caso de sofrimento fetal, desenhada a partir de publicações de Maeda [Maeda e col., 1989; Maeda e cols., 1990].

Bases fisiopatológicas e clínicas

Os autores consideram que a substituição dos valores das amostras originais pela respectiva média não altera o aspecto gráfico dos traçados correspondente à variabilidade a longo prazo [Maeda e cols., 1989].

Os algoritmos de processamento adoptam normas semelhantes às da FIGO. Contudo, a linha de base da FCF não é obrigatoriamente determinada na ausência de acelerações e desacelerações. São introduzidos, também, alguns conhecimentos novos, validados a partir de trabalhos clínicos. É o que ocorre com o *score* e o *índice de sofrimento fetal*, conceitos que os autores elaboraram a partir do estudo das características dos CTGs em casos de asfixia neonatal [Maeda, 1990].

Interface com o utilizador

No Sistema de Análise de Dados Toitu os valores do *índice de sofrimento fetal* são visualizados no computador, ou imprimidos, de 5 em 5 minutos, sob a forma de curvas de tendência - *trendgrams* (Figura 2.3).

Avaliação clínica

Num estudo, sobre o qual não se apresentam detalhes, a sensibilidade e especificidade atribuídas a um *índice de sofrimento fetal* ≥ 3 para identificar um pH inferior a 7,25 foram de 86 e 91%, respectivamente [Maeda e cols., 1989].

Num outro estudo, que compreendeu 70 parturientes, a sensibilidade e especificidade de um *índice de sofrimento fetal* ≥ 2 para identificar um índice de Apgar e pH da artéria umbilical *baixos*, foi de 77 e 69%, respectivamente [Parsons e cols., 1985]. Tal como esta, as outras referências sobre a avaliação clínica do sistema, existentes na literatura revista, não são objectivas tanto no que se refere aos métodos como aos resultados.

2.1.6- Sistema Natali

Os algoritmos de processamento do sistema Natali, que é comercializado pela Niess Elektromedizin de Blaustein, foram desenvolvidos por Werner Krause da Universidade de Halle, (Alemanha).

Para além da análise automatizada do CTG, o sistema pode controlar uma bomba de perfusão de acordo com as características dos traçados.

A descrição que se apresenta baseia-se numa comunicação pessoal de Krause publicada com o patrocínio da Niess que sintetiza a bibliografia existente [Krause, 1989].

Processamento dos sinais

Os sinais cardiotocográficos são processados em ordem a obter uma denominada *Discriminance Function*. A *Discriminance Function* é um *score* ponderado obtido por análise multivariada de variância e discriminância, a partir de 5 parâmetros cardiotocográficos quantitativos calculados em períodos sucessivos de 30 minutos comparados entre si.

Os parâmetros analisados são a frequência cardíaca fetal basal, *o tempo de latência do DIP*, *a área do DIP*, *o índice de bradicardia* e *a bradicardia residual*. O *índice de bradicardia* é definido como a razão entre a área do *DIP* e a da segunda metade da contracção uterina. A *bradicardia residual* é a área da desaceleração depois do fim da contracção.

O CTG é classificado como normal, pré-patológico ou patológico, conforme o valor da *Discriminance Function*.

Bases fisiopatológicas e clínicas

Os parâmetros básicos analisados assentam no conceito clássico de *DIP*. A informação disponível é omissa quanto a mais detalhes. O algoritmo da *Discriminance Function* foi desenvolvido a partir de estudos clínicos originais.

Interface com o utilizador

Os valores da *Discriminance Function* e da actividade uterina são continuamente visualizados, e actualizados de 30 em 30 minutos, sob a forma

de curvas de tendência (*trend curves*). A actividade uterina é expressa em unidades de Montevideo. Um alarme a *curto prazo* dispara 3 minutos depois da identificação de desacelerações; alarmes a *médio* e *longo prazo* disparam, respectivamente, 10 minutos e uma hora depois de serem identificadas alterações a nível da linha de base.

Avaliação clínica

Krause refere trabalhos em que foram encontradas correlações significativas entre a *Discriminance Function* e a classificação dos traçados por especialistas, o pH e pO₂ do sangue da artéria umbilical no recém-nascido.

Menciona também um estudo multicêntrico em que 403 fetos foram monitorizados pelo sistema e 393 por análise visual do CTG. O índice de Apgar e o pH do sangue da artéria umbilical foram semelhantes nos dois grupos registando-se, contudo, uma mortalidade perinatal mais elevada no grupo da análise visual. O número de intervenções obstétricas foi semelhante em ambos os grupos. Não são fornecidas indicações acerca da natureza do estudo, *randomizado* ou caso-controlo.

Num outro trabalho, realizado no segundo período do parto, a *Discriminance Function*, e o índice de Hammacher, revelaram-se superiores aos índices de Fischer e Lyon, no que se refere à avaliação fetal [Donker, 1991; Krause, 1989].

2.1.7- Sistema Hernandez

O Sistema Hernandez foi desenvolvido por Carlos Hernandez e cols., de Santiago de Compostela [Hernandez & Arias, 1984; Hernandez e cols., 1986; Hernandez e cols., 1988].

Processamento dos sinais

Os sinais cardiotocográficos são amostrados com a frequência de 1 Hz. Os dados são submetidos a um filtro digital recursivo que separa os sinais de alta dos de baixa frequência.

Todo o processamento é feito com base nos sinais de baixa frequência com excepção do cálculo da variabilidade [Hernandez e cols., 1986]. A análise baseia-se no denominado *topograma fetal* que é um gráfico a duas dimensões em que os valores da FCF aparecem em ordenadas e os da actividade uterina, correspondentes a uma vez e meia a duração de cada contracção, em abcissas (*Figura 2.4*) [Hernandez e cols., 1983; Hernandez & Arias, 1984].

As *contrações uterinas* são identificadas por meio do cálculo das derivadas e de um detector de amplitude e duração [Hernandez e cols., 1986].

A *linha de base*, *acelerações*, *desacelerações* precoces, tardias, variáveis e compostas são identificadas de acordo com as características do *topograma fetal* desde que as alterações da FCF cumpram critérios mínimos de amplitude e duração.

As acelerações e as desacelerações devem ter pelo menos 15 bpm e 15 segundos.

A *variabilidade* da FCF corresponde à respectiva variância. Classifica-se, de acordo com a escala visual de Hon, em mínima, diminuída, normal, aumentada ou exagerada [Hernandez e cols., 1986; Donker, 1991].

Os traçados são classificados de acordo com a forma como se associam os diferentes parâmetros cardiotocográficos. São considerados traçados *normais* aqueles em que não se verificam desacelerações. Classificam-se como *ligeiramente* anormais ou indicadores de *stress ligeiro*, os traçados que apresentam desacelerações precoces, indicadores de *stress moderado*, os que apresentam desacelerações tardias e próprios de *stress grave*, os que mostram desacelerações compostas [Hernandez e cols., 1986].

O índice de Apgar provável é calculado a partir do método de predição de Hon modificado, com base nos *topogramas fetais*, na linha de base e na variabilidade da FCF, registados nos 30 minutos que precedem o nascimento [Hernandez & Arias, 1984].

Bases fisiopatológicas e clínicas

Os algoritmos baseiam-se em conceitos semelhantes aos adoptados pela FIGO e as modificações introduzidas no índice de Hon em estudos clínicos originais [Hernandez & Arias, 1984].

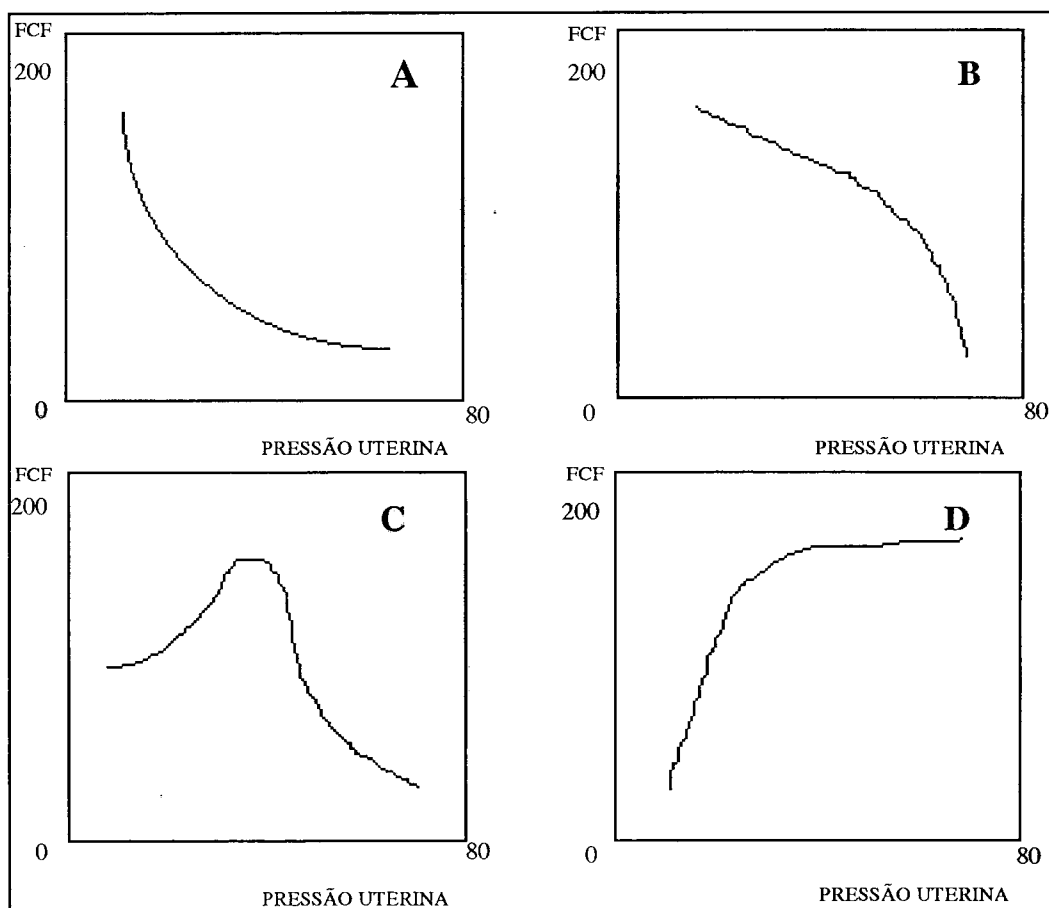


Figura 2.4: Representação esquemática de *topogramas*, desenhados a partir de publicações de Hernandez [Hernandez e cols., 1983; Hernandez e cols., 1984; Hernandez e cols., 1986].

Interface com o utilizador

O sistema permite a visualização e impressão dos 4 *topogramas fetais* mais recentes bem como de um painel com a identificação da grávida, dados clínicos, informações sobre as contracções uterinas, a variabilidade, a linha de base, as desacelerações e a predição do índice de Apgar [Hernandez e cols., 1986].

Avaliação clínica

Em 69 fetos monitorizados até ao nascimento, o índice de Apgar com variação de ± 2 e de ± 1 foi correctamente previsto em 99 e 94% dos casos, respectivamente [Hernandez & Arias, 1984].

2.1.8- Sistema Turco

O sistema Turco deve-se a Sinan Beksaç e cols. de Ankara. Destina-se explicitamente à análise do CTG no ante-parto [Beksaç e cols., 1990a].

Processamento dos sinais

Os sinais cardiotocográficos são amostrados 14 vezes por segundo via uma RS232-C. Os artefactos criados por perda de sinal são corrigidos automática ou manualmente. Os dados são analisados terminada uma *aquisição-tipo* de 10 minutos que pode eventualmente estender-se até aos 40.

O traçado começa por ser classificado em *saltatório*, *ondulatório*, *ondulatório reduzido* ou *silencioso*, de acordo com uma análise espectral e filtragem passo a passo.

A *linha de base média*. corresponde ao valor médio da FCF.

As *acelerações* e as *desacelerações* são classificadas como *detectáveis*, *significativas* e *altamente significativas* sempre que a FCF aumenta ou diminui para além da *linha de base média*, 8- 14, 15- 20 ou 21 ou mais bpm, respectivamente. São ainda divididas em seis grupos de acordo com a duração (4- 10, 11- 20, 21- 30, 31- 45, 45- 60 ou mais de 60 segundos).

Depois de identificadas e excluídas as acelerações e desacelerações, define-se uma *basecurve* da FCF. Uma *real baseline* é definida então como a média dos valores da *basecurve*.

Os movimentos fetais são classificados como *simples* ou *combinados* conforme têm uma duração inferior ou superior a 30 segundos e são analisados quanto à frequência e relação com as acelerações e desacelerações.

O processamento dispense três minutos e meio num computador pessoal PC AT, a 10 MHz [Beksaç e cols., 1990 a].

Bases fisiopatológicas e clínicas

Os algoritmos baseiam-se parcialmente em normas semelhantes às da FIGO. Não se apresenta justificação experimental para critérios e definições introduzidos de novo como os referentes aos tipos de acelerações.

Interface com o utilizador

As informações relativas à identificação de cada caso, dados clínicos e laboratoriais, são guardadas numa base de dados. As diferentes operações são seleccionadas por meio de um *menu*.

É possível a visualização e impressão dos sinais processados com um aspecto gráfico que faz lembrar o registo cardiotocográfico original, onde aparecem a *basecurve* da FCF, as acelerações e desacelerações. O sistema fornece um relatório escrito com a análise detalhada do traçado.

É activado um alarme sempre que a *basecurve* é superior a 160 bpm ou inferior a 120 .

Avaliação clínica

Em 214 traçados de 33 gestações consideradas normais a classificação dada pelo sistema foi comparada, por Beksaç e cols., com a opinião de especialistas. Foi encontrado um poder discriminatório estatisticamente significativo ($Q=221$). Os especialistas apresentaram 4,2% de falsos positivos e o computador 9,3%. Não é claro se os resultados do computador foram ocultados aos especialistas e se estes estiveram implicados no desenvolvimento do sistema [Beksaç e cols., 1990 b].

2.2- DISCUSSÃO

Apresentaram-se 8 sistemas de análise automatizada do CTG potencialmente disponíveis para a prática clínica, três dos quais - o 8000 , o Toitu e o Natali - estão comercializados.

De uma forma geral, os sistemas em causa podem ser divididos, em dois grandes grupos (quadro 2.1): os essencialmente dedicados à leitura ou segmentação do CTG e os desenvolvidos para a sua classificação. Os sistemas incluídos no primeiro grupo - Lichten, Searle, Arduini e Turco - fornecem elementos a partir dos quais o clínico classifica e interpreta os traçados. Os do segundo grupo - 8000, Toitu, Natali e Hernandez - privilegiam a classificação e interpretação do CTG, sendo o clínico como que substituído pela máquina.

Os Sistemas Arduini e Toitu destinam-se à análise do CTG tanto no ante como no intra-parto. O sistema Hernandez permite a análise intra-parto e do CST, no ante-parto. Os sistemas 8000, Searle e Turco permitem apenas análise ante-parto e o Natali intra-parto. A limitação dos sistemas Searle e Turco ao ante-parto decorre da ausência de análise da actividade uterina e a do 8000 é motivada por dar prioridade à análise na *variação da FCF*, que se verificou não ser válida no intra-parto. Como não identifica acelerações, o sistema Natali está reservado ao intra-parto. No sistema Lichten não se faz referência à identificação de acelerações pelo que em princípio estará vocacionado apenas para o intra-parto.

2.2.1- Processamento dos sinais

A informação disponível sobre aquisição e processamento dos sinais é por vezes pouco completa.

De uma forma geral, a aquisição realiza-se com uma frequência de amostragem conveniente [Stigsby e cols., 1986].

Após a aquisição, verifica-se, em todos os casos, uma redução, por vezes drástica, de conjuntos de amostras, presentes numa determinada unidade de tempo, pela respectiva média. O caso mais marcado é o do Sistema 8000 em que se procede à substituição de todas as amostras, ocorridas em cada 3,75 segundos, pela respectiva média. A principal razão apontada para a opção da

Quadro 2.1: Características gerais dos sistemas de análise automatizada disponíveis para a prática clínica.

	Redução de sinais	critérios da FIGO	novos critérios	segmentação		classificação	visualização		ante- parto	intra- parto	comercia- lizado
				FCF	AU*		segmentação	<i>trendgram</i>			
8000	+	-	+	+	+	+	+	-	+	-	+
Lichten	+	-	+	+	+	-	-	-	+	+	-
Searle	+	-	+	+	-	-	+	-	+	-	-
Arduini	+	+	-	+	+	-	?	-	+	+	-
Toitu	+	-	+	-	+	+	-	+	+	+	-
Natali	+	-	+	-	+	+	-	+	-	+	+
Hernandez	+	-	+	-	+	+	-	+	+	+	+
Turco	+	-	+	+	-	-	+	-	+	-	-

* Actividade uterina

redução de sinais foi a diminuição das necessidades de memória e o aumento da velocidade de processamento. De referir que apesar de ter sido sempre assumido que a redução de sinais não alterou o conteúdo semiológico do CTG tal nunca foi demonstrado. É particularmente pertinente interrogar-se sobre os efeitos deste procedimento nos resultados da análise da variabilidade da FCF.

Em todos os sistemas tentou-se remover os artefactos originados por má aquisição dos sinais devida a deficiências na técnica de colheita, hiperactividade fetal ou obesidade materna, substituindo-os por médias dos valores adjacentes ou por valores linearmente interpolados. Todos quantificam a extensão da remoção denominando-a como *perda de sinal*. Foram utilizados, contudo, diferentes algoritmos cuja validade nunca foi testada.

2.2.2- Bases fisiopatológicas e clínicas

Apesar das informações disponíveis serem por vezes escassas podemos afirmar que os sistemas descritos incorporam, de modo mais ou menos extenso, conceitos que se têm vindo a acumular sobre as alterações da FCF [Arnold-Aldea & Parer, 1990; Graça, 1985; Klavan e cols., 1977; Patrício, 1983; Rooth e cols., 1987] e que se podem resumir nos seguintes pontos:

- 1) as alterações da FCF instantânea dependem essencialmente da actividade intrínseca cardíaca e da acção do Sistema Nervoso Autónomo sobre esta pelo que nos podem dar informações sobre o funcionamento do sistema neuro-cárdio-vascular fetal;
- 2) a FCF basal, as acelerações e desacelerações correspondem a estádios fisiopatológicos conhecidos constituindo a base de todo o processo de exploração semiológica do CTG;
- 3) a FCF basal, as acelerações e desacelerações são ponderadas de diversas formas, no ante-parto e intra-parto, em sistemas classificativos destinados a aplicação clínica.

Contudo, apesar dos algoritmos de processamento conterem conceitos e definições semelhantes aos da FIGO, foram introduzidas na maior parte dos sistemas algumas modificações, por vezes não explicitamente referidas ou reconhecidas.

Nos sistemas Lichten e Arduini, a *linha de base* da FCF é calculada como a moda, sem exclusão das acelerações e desacelerações. É quase certo que em traçados francamente acelerativos, como o padrão tipo D (estádio

comportamental 4F) ou desacelerativos, como alguns padrões do período expulsivo [Melchior & Bernard, 1989; Merger e cols., 1985; Nijhuis, 1989], a linha de base seja desajustada (*Figuras 2.5 e 2.6*).

É também discutível se a linha de base é calculada pelo sistema Searle é correcta em alguns traçados acelerativos ou desacelerativos. O percentil 50 da FCF, escolhido, numa primeira abordagem, para o cálculo da linha de base, é muito elevado nos traçados acelerativos e baixo nos desacelerativos condicionando erro na exclusão de acelerações e desacelerações com implicações óbvias na determinação final da linha de base (*Figuras 2.5 e 2.6*).

No Sistema 8000, o cálculo da linha de base exclui as acelerações e desacelerações. Contudo, o respectivo algoritmo de processamento não permite excluir as acelerações e desacelerações prolongadas que podem provocar desvios acentuados da linha de base [Mantel e cols., 1990a]. Tal não acontece, em princípio, com o cálculo da FCF basal já que, neste caso, se procura uma região do traçado correspondente a períodos de repouso fetal. De salientar que a detecção das acelerações e desacelerações se faz a partir da linha de base (sujeita a erros sistemáticos como se viu) e não da FCF basal. De assinalar ainda a diferença dos critérios adoptados pelo sistema em relação aos da FIGO, no respeitante às definições de aceleração e desaceleração.

No sistema Toitu, para além do cálculo da linha de base não excluir formalmente as acelerações e as desacelerações, estas são também identificadas com critérios diferentes dos definidos pela FIGO.

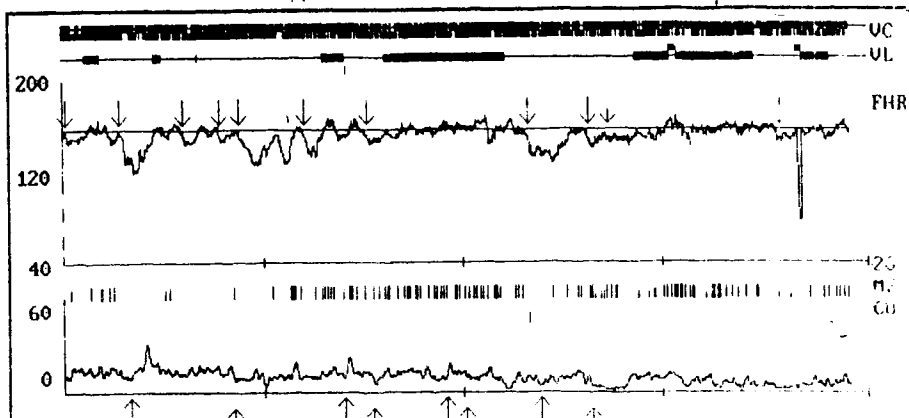
O sistema Hernandez baseia-se no conceito de *topograma fetal* segundo o qual, o padrão da FCF é analisado somente quando existem contracções uterinas. A linha de base não é claramente definida pelos autores.

O algoritmo de cálculo da linha de base do sistema Turco incorpora um método de exclusão das acelerações e das desacelerações a partir da definição prévia de *linha de base média*. Tal como acontece no Sistema Searle, a *linha de base média* está deslocada para cima nos padrões cardiotocográficos tipo D e para baixa nos largamente desacelerativos (*Figuras 2.5 e 2.6*). Adopta-se assim um critério de exclusão de acelerações e desacelerações sujeito a erros sistemáticos que influencia o cálculo final da linha de base. De assinalar também a diferença de critérios na definição de acelerações e desacelerações em relação aos adoptados pela FIGO.

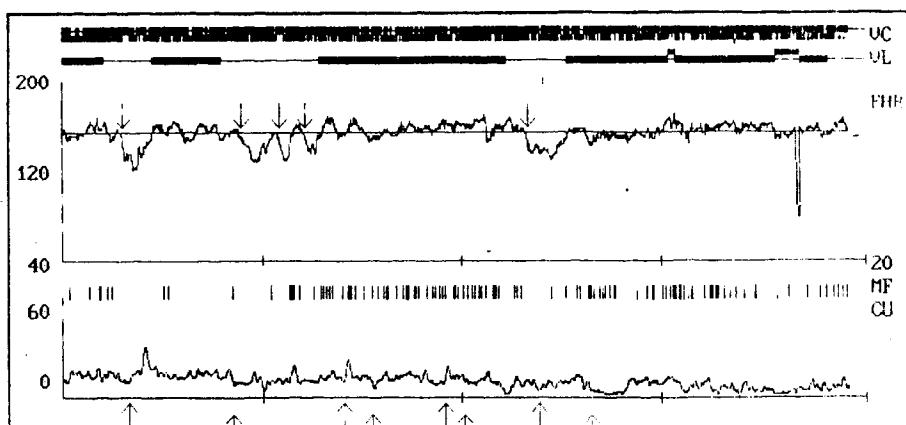
Alguns sistemas introduziram ainda conceitos e definições que divergem dos da FIGO, referidos e discutidos aquando das respectivas descrições. É o caso da *variação da FCF*, no sistema 8000, da *basecurve*, no sistema Turco.

FICHEIRO : cs FICHA : 1 SL= 0 %

Nº DESAC. : 11 CLASSIF. : UUUUUUUUUU U. LONGA : 13
 Nº ACEL. : 0 LINHA BASE : 158 UL - ANORM : 0%
 CNT. UTERINAS : 4 Nº MOVN : 110 UC - ANORM : 41%



Nº DESAC. : 5 CLASSIF. : UUUUUU U. LONGA : 15
 Nº ACEL. : 0 LINHA BASE : 154 UL - ANORM : 0%
 CNT. UTERINAS : 4 Nº MOVN : 110 UC - ANORM : 41%



Nº DESAC. : 0 CLASSIF. : UUUUUU U. LONGA : 10
 Nº ACEL. : 6 LINHA BASE : 129 UL - ANORM : 0%
 CNT. UTERINAS : 4 Nº MOVN : 110 UC - ANORM : 41%

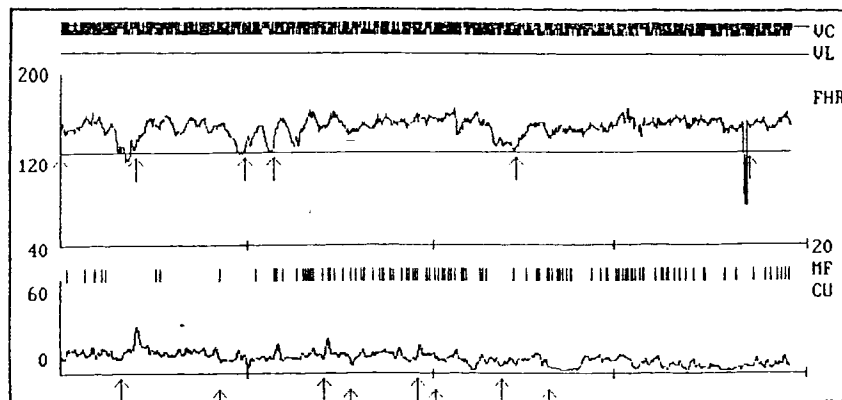
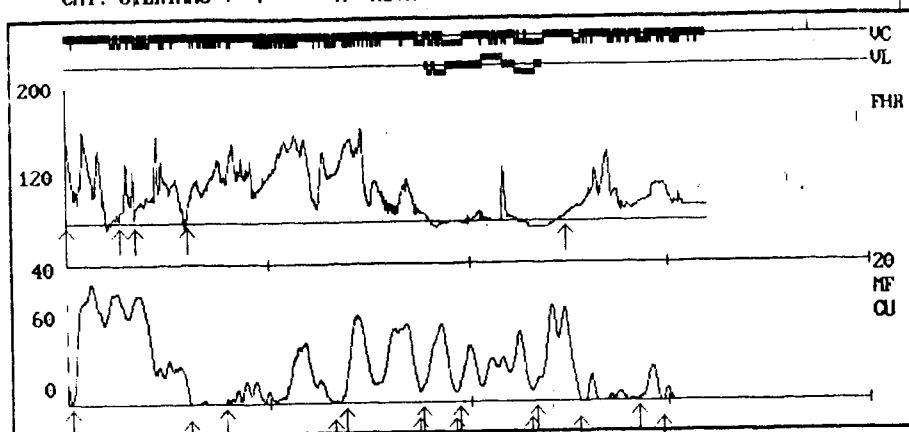


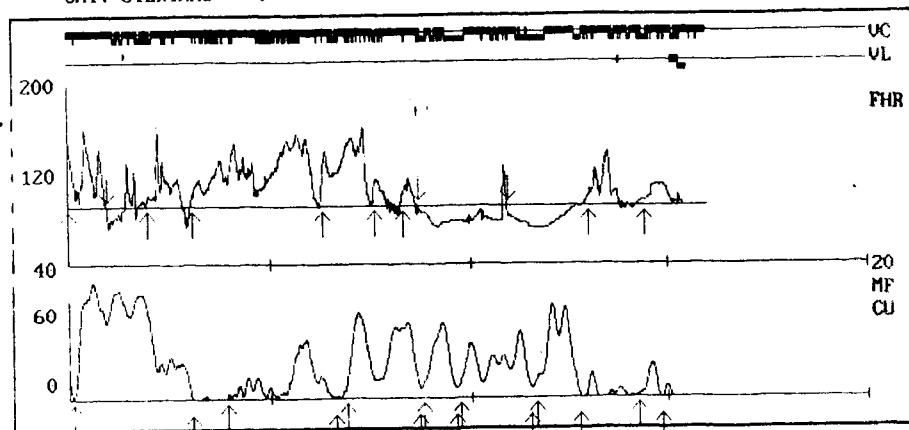
Figura 2.5: FCF basal num padrão cardiotocográfico tipo acelerativo definida como a respectiva moda (A) e mediana (B) e de acordo com o algoritmo descrito para o sistema Porto, no capítulo 3 desta dissertação (C).

FICHEIRO : fmc3 FICHA : 2 SL= 32 %

Nº DESAC. : 0 U. LONGA : 8
 Nº ACEL. : 5 LINHA BASE : 77 UL - ANORM : 28%
 CNT. UTERINAS : 7 Nº MOVN : 0 UC - ANORM : 23%



Nº DESAC. : 3 CLASSIF. : UUU U. LONGA : 10
 Nº ACEL. : 8 LINHA BASE : 90 UL - ANORM : 38%
 CNT. UTERINAS : 7 Nº MOVN : 0 UC - ANORM : 23%



Nº DESAC. : 8 CLASSIF. : TUVUTUUU U. LONGA : 38
 Nº ACEL. : 2 LINHA BASE : 118 UL - ANORM : 8%
 CNT. UTERINAS : 7 Nº MOVN : 8 UC - ANORM : 23%

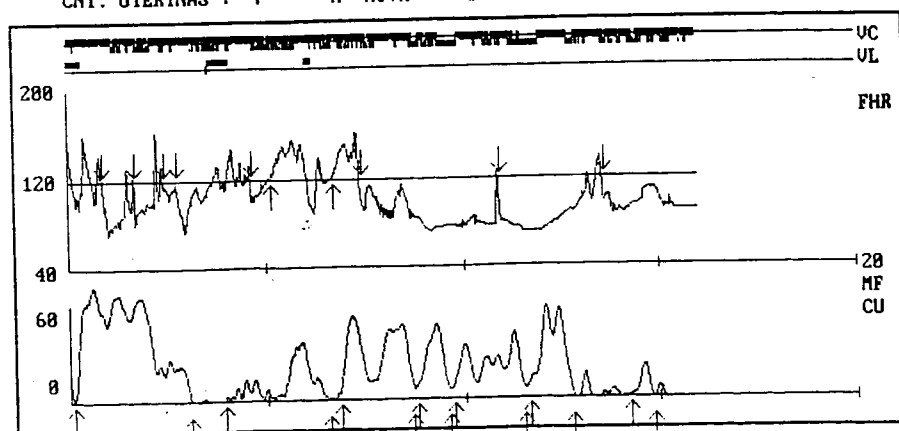


Figura 2.6: FCF basal num padrão cardiotocográfico tipo desacelerativo definida como a respectiva moda (A) e mediana (B) e de acordo com o algoritmo descrito para o sistema Porto, no capítulo 3 desta dissertação (C).

2.2.3- Interface com o utilizador

Todos os sistemas admitem a entrada de um número variável de dados clínicos a partir de um menu e as principais operações seleccionáveis são a aquisição e processamento dos sinais cardiotocográficos, e as respectivas visualização, impressão e arquivo.

Os sistemas 8000, Lichten, Searle, Arduini e Turco permitem a visualização dos traçados processados com características gráficas semelhantes às do CTG original. Este aspecto tem a vantagem de ser familiar ao clínico tornando o procedimento do computador inteligível, criticável e não vinculativo (quadro 2.1).

Nos sistemas Toitu, Natali e Hernandez, os sinais processados são apresentados como índices, visualizados e imprimidos sob a forma de curvas de tendência (*trendgrams*). O clínico não tem acesso à forma como os padrões foram analisados não lhe sendo possível, portanto, avaliar os dados que levaram o computador a chegar a um determinado resultado. Estes sistemas comportam-se como classificadores e eventualmente interpretadores de traçados (quadro 2.1).

Todos os sistemas emitem um relatório escrito mais ou menos detalhado.

2.2.4- Avaliação clínica

A avaliação clínica destes sistemas deveria passar pelas quatro fases definidas por Grant e Mohide [Grant A, 1984; Mohide & Grant, 1989]:

- 1) avaliação da validade interna (precisão e reprodutibilidade), isto é, do rigor e consistência com que identificam os segmentos cardiotocográficos;
- 2) avaliação da validade externa, ou seja, da capacidade para identificarem ou preverem a presença (sensibilidade, valor preditivo positivo) ou ausência (especificidade, valor preditivo negativo) de uma dada situação clínica;
- 3) avaliação da eficácia, isto é, da capacidade de evitar uma dada ocorrência mediante intervenção adequada;
- 4) avaliação da eficiência, ou seja, demonstração de maior eficácia em relação a outros métodos alternativos.

Além disso, todas as fases deveriam ser avaliadas de uma forma válida e precisa, isto é, minimizando-se erros sistemáticos (ou *bias*) e aleatórios (ou devidos ao acaso) [Chalmers, 1989; Costa-Pereira, 1989].

Quadro 2.2: Estudos de avaliação clínica dos sistemas de análise automatizada.

	Estudos			
	Validade interna	Validade externa	Eficácia	Eficiência
8000	sim	sim	não	não
Lichten	sim	não	não	não
Searle	sim	não	não	não
Arduini	sim	não	não	não
Toitu	não	sim	não	não
Natali	não	sim	não (?)	não
Hernandez	sim	não	não	não
Turco	não	sim	não	não

Validade interna

Todos os sistemas de análise automatizada são, em princípio, reproduíveis, isto é, analisam cada traçado sempre da mesma maneira.

A avaliação da precisão com que os sistemas descritos identificam e classificam a linha de base da FCF, as acelerações, as desacelerações e as contracções uterinas é difícil porque não existem métodos, facilmente disponíveis, para definir cada parâmetro com o rigor desejável para servir de referência. Habitualmente é usada a opinião de especialistas para esse fim apesar da comprovada má reprodutibilidade deste método quando não são tomadas medidas adequadas a a melhorar [Ayres-de-Campos e cols., 1992; Borgotta e cols., 1988; Dawes & Redman, 1993; Donker, 1991; Flynn e cols., 1982; Hage, 1985; Lidegaard e cols., 1992; Lotgering e cols., 1982; Nielson e cols.,

1987; Oostendorp & Stigsby, 1984; Peck, 1980; Schneider e cols., 1991; Trimbos & Keirse, 1987].

Perante as dificuldades de avaliação da precisão referidas, é de propor o ensaio de modelos que considerem o estágio fisiopatológico fetal. Não existiriam dúvidas, por exemplo, quanto à FCF basal que, nesse modelo, corresponderia à que se verifica quando o feto se encontra em repouso, em condições de estabilidade fisiológica (estádio 1F) [Nijhuis, 1989]. Este tipo de abordagem encontra, contudo, dificuldades na prática dado que exige o registo objectivo simultâneo da actividade motora e da frequência cardíaca fetais [Caron e cols., 1988; Mantel e cols., 1990 *a e b* ; van Woerden, 1989; van Woerden e cols., 1989].

No que se refere aos sistemas descritos, o estudo da validade interna é muito limitado tanto quanto ao número de trabalhos como no tocante aos métodos utilizados. Assim, o sistema 8000 foi estudado apenas no que se refere à identificação da linha de base da FCF e o sistema Lichten quanto à classificação das desacelerações. No sistema Searle foram consideradas também as acelerações. O sistema Arduini é o único em que foram consideradas as contracções uterinas para além dos parâmetros precedentes (quadro 2.2).

A análise estatística não integrou, em nenhum caso, os cálculos das proporções ou limites de concordância com intervalos de confiança de 95%, [Altman & Gardner, 1992; Bland & Altman, 1986; Braitman, 1991; Evans e cols., 1988; Grant JM, 1991; Rothman, 1978; Sarmandal e cols., 1989; Scherjon e cols., 1993; Wulff, 1973].

Validade externa

O estudo da validade externa da leitura automatizada encontra dificuldades por estar sujeito a numerosos erros sistemáticos e aleatórios, tais como os referidos quanto à leitura visual no capítulo introdutório [Mohide & Grant, 1989].

Os estudos de validade externa dos sistemas descritos foram, à semelhança do que se passou com os de validade interna, muito limitados, não permitindo tirar conclusões definitivas (quadro 2.2).

Eficácia e eficiência

A avaliação da eficácia e eficiência dos sistemas de análise automatizada impõe a realização de ensaios clínicos *randomizados* com um número extenso de casos. O único ensaio deste tipo descrito permitiu apenas concluir que, no ante-

parto, a utilização do sistema 8000 melhorou a qualidade de sinal dos traçados originais por correcção atempada das respectivas condições de aquisição face às indicações fornecidas pelo sistema [Dawes e cols., 1992*b*].

De salientar que, a possibilidade de comparar entre si os diversos sistemas a partir dos CTGs arquivados não tem sido devidamente explorada com excepção do sistema 8000. [Mantel e cols., 1990*a*].

2.2.5- Comentários

Apesar das informações existentes, quanto aos fundamentos fisiopatológicos e clínicos dos sistemas descritos serem limitadas, podemos concluir que os mesmos adoptam critérios de análise diferentes, pelo que não se podem extrapolar resultados de uns para os outros.

Por outro lado, permanece desconhecido se algum deles analisa verdadeiramente o CTG segundo critérios consensualmente aceites.

Os dados disponíveis quanto à avaliação clínica dos sistemas de análise automatizada do CTG são ainda insuficientes, pelo que devem ser considerados em fase de investigação experimental.

3- DESENVOLVIMENTO DE ALGORITMOS DE PROCESSAMENTO

Os critérios para o desenvolvimento de algoritmos de processamento do CTG, que a seguir descrevemos, resultaram das análises, visual e automatizada, dos padrões cardiotocográficos encontrados em milhares de traçados da nossa caustica e de outros autores.

Para levarmos a cabo esta investigação servimo-nos de um protótipo, desenvolvido, com a nossa colaboração, no Departamento de Engenharia Electrotécnica e de Computadores da Faculdade de Engenharia do Porto, conhecido, desde 1991, como Sistema Porto [Bernardes e cols., 1991; Marques-de-Sá e cols., 1991; Moura e cols., 1988].

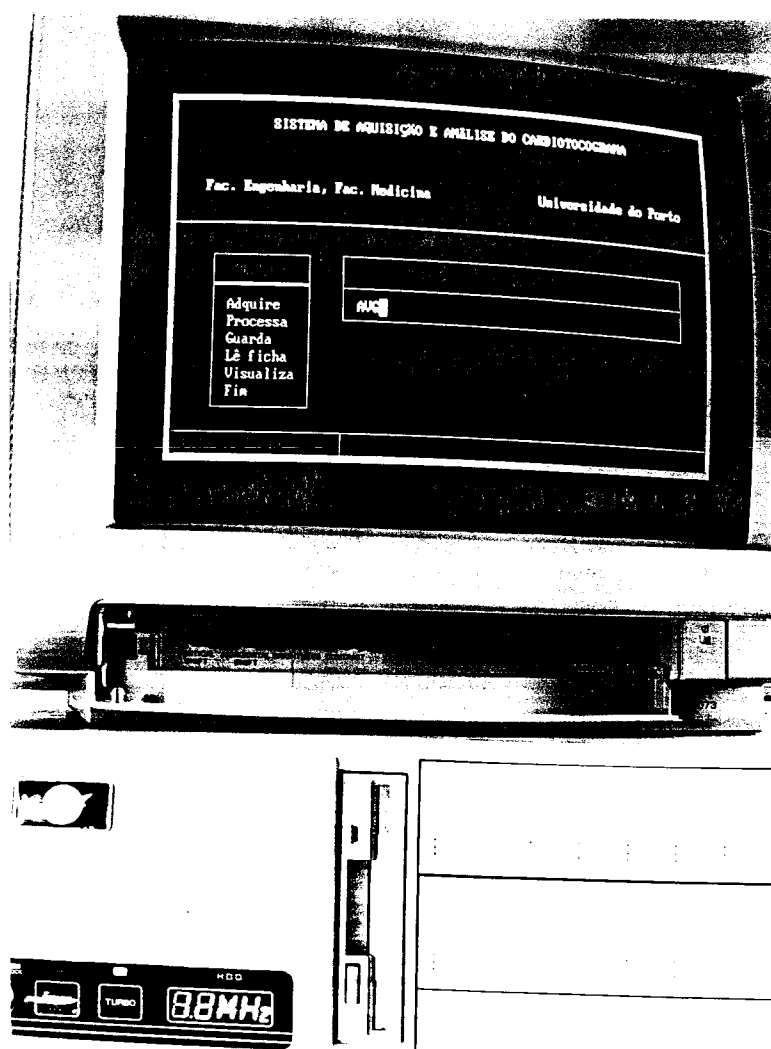


Figura 3. 1: Sistema Porto.

3.1- SISTEMA PORTO

3.1.1- Desenvolvimento

As principais razões que, em 1987, nos levaram a iniciar os trabalhos conducentes ao desenvolvimento de um sistema de análise automatizada do CTG destinado à prática clínica foram a ausência de sistemas disponíveis entre nós para esse fim e as limitações da análise visual [Bernardes e cols., 1991].

No início de 1988, com o emprego de um computador pessoal IBM compatível, PC XT Amstrad 1640, apresentam-se os resultados dos primeiros processamentos de sinais cardiotocográficos simulados [Moura e cols., 1988]. Nos finais de 1988, aparece o primeiro protótipo para análise de sinais reais obtidos a partir de um cardiotocógrafo da marca Toitu MT 810-B [Bernardes e cols., 1989a, Bernardes e cols., 1989b; Bernardes e cols., 1991; Moura e cols., 1990]. Em 1991, o protótipo adquire a forma que detém actualmente passando a poder processar o CTG *on-line* [Bernardes e cols., 1992a e b; Bernardes e cols., *in press*; Marques de Sá e cols., 1990].

3.1.2- Características gerais

O sistema Porto é constituído por um cardiotocógrafo Toitu MT 810-B, equipado com duas portas, uma digital paralela e outra analógica, ligado a um computador pessoal, de baixo custo, por meio de uma placa paralela de aquisição de sinais. O computador é um IBM compatível 80386, com 2 Mbytes de *RAM* (*random access memory*), um coprocessador aritmético 80387, uma placa gráfica *EGA* (*enhanced graphics adapter*) e uma impressora.

O programa de aplicação foi escrito em Quick Basic 4.5/MS-DOS 3.3 da Microsoft e ocupa cerca de 185 Kbytes de memória. Permite ao utilizador desencadear várias operações tais como aquisição, visualização, processamento e arquivo dos sinais cardiotocográficos bastando para isso que carregue na tecla correspondente à inicial do comando a activar. Podem ser seleccionadas várias sequências de comandos de acordo com regras sintácticas simples de forma que o sistema pode funcionar de maneira praticamente autónoma, sem que o utilizador tenha de responder a muitas questões de *menu*.

Os sinais relativos à frequência cardíaca fetal (FCF) e às contracções uterinas (CU) são adquiridos através da porta digital do monitor e quantificados em 8

bits. O sinal relativo aos movimentos fetais (MF) está disponível na porta analógica, sendo digitalizado com a resolução de um bit. Todas as amostras do sinal FCF são adquiridas, sempre que disponíveis, na porta digital e os sinais CU e MF amostrados, nos mesmos instantes. O sistema informa o utilizador, em tempo real, da *perda de sinal (SL)*, que corresponde ao período, em percentagem do tempo total, sem sinais disponíveis na porta digital ($SL = 100 \times [(\text{somatório de } 1/\text{FCF instantânea})/\text{tempo total}]$). Os traçados são adquiridos sem limite de duração e arquivados sob a forma de fichas sucessivas com o máximo de 20 minutos.

Os sinais cardiotocográficos são visualizados em tempo real durante a aquisição, num formato gráfico igual ao do traçado original ou ligeiramente comprimido em amplitude (*Figura 3.2*). Depois de adquiridos, os sinais podem voltar a ser visualizados ou imprimidos, no mesmo formato, antes ou depois de processados, sempre que o utilizador desejar.

São dadas informações quantitativas sobre a *SL* e a *qualidade do sinal (SQ)*, os movimentos fetais, as contracções uterinas, as acelerações e as desacelerações, a classificação das desacelerações, a FCF basal, a variabilidade a curto (VC) e longo prazo (VL).

A linha de base aparece desenhada no traçado e no computador é visualizada, a verde, se está compreendida entre os 110 e os 150 bpm, a amarelo, se entre os 100 e os 110 ou os 150 e os 180, a vermelho, se superior ou igual a 180 ou se inferior ou igual a 100.

A VL e VC são indicadas em duas barras distintas que *correm* ao longo da parte superior do traçado. As barras aparecem, no visor do computador, a verde quando a VL e a VC são normais ou a vermelho, com um ligeiro desnivelamento inferior, quando reduzidas. Quando a VL está aumentada, a barra adquire a cor amarela e um ligeiro desnivelamento superior.

O início das acelerações é assinalado com setas ascendentes de cor azul, e o das desacelerações, consoante são classificadas como precoces, variáveis ou tardias, com setas descendentes de cor verde, amarela ou vermelha, respectivamente. O início das contracções uterinas, desenhadas a verde no visor do computador, é assinalado com setas ascendentes.

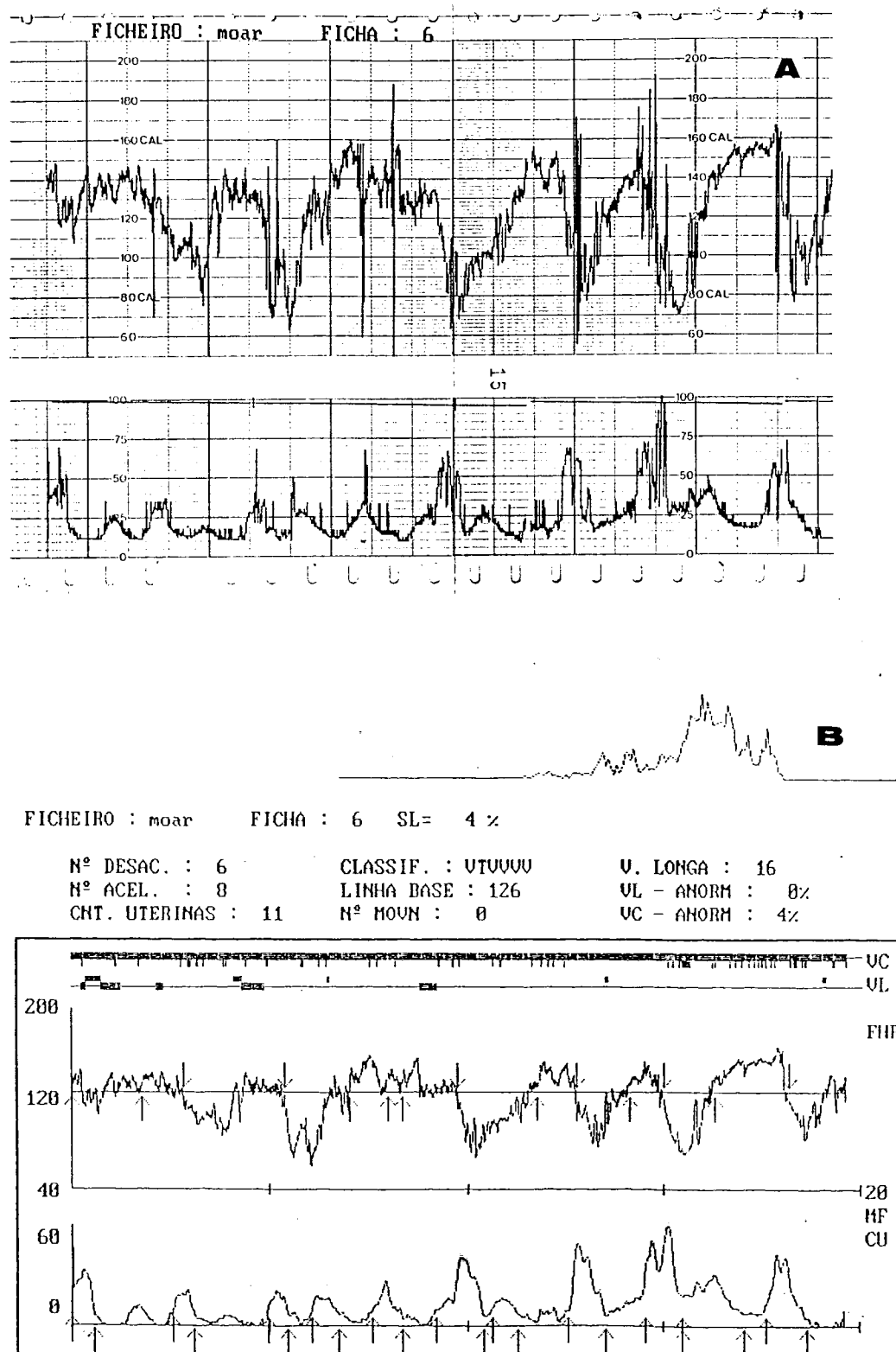


Figura 3.2. (A) Cardiotocograma original e (B) respectivo processamento pelo sistema Porto.
Ver explicações no texto e na Figura B1.B do Apêndice B.

3.2- CRITÉRIOS PARA O DESENVOLVIMENTO DE ALGORITMOS

3.2.1- Bases fisiopatológicas e clínicas

A determinação do intervalo de tempo batimento a batimento cardíaco ventricular fetal é a operação que serve de base a todo o processamento levado a cabo pelo cardiotocógrafo [Graça, 1985; Klavan e cols., 1977; Parer, 1989b; Rooth e cols., 1987]. Permite o cálculo da FCF ventricular/minuto todas as vezes que ocorre um novo batimento ventricular (*FCF ventricular instantânea*) que é igual à FCF sinusal instantânea, se não existir nenhum bloqueio cardíaco sino-aurículo-ventricular [Chan e cols., 1990; Donders e cols., 1989; Parer, 1989b].

A FCF sinusal instantânea - ao depender da actividade intrínseca do nó sino-atrial e do efeito sobre esta das eferências simpáticas e, sobretudo, parassimpáticas - fornece informações sobre a actividade neuro-cardíaca, fonte de indicações sobre o estado fetal desde que íntegras as aferências e eferências neurológicas [Parer, 1989b].

À variação da FCF instantânea, batimento a batimento cardíaco, chama-se *variabilidade a curto prazo* (VC). A VC considera-se ausente quando a diferença entre as FCF instantâneas que ocorrem em batimentos cardíacos sucessivos é inferior a um bpm [Court & Parer, 1984; Rooth e cols., 1987]

A VC e a sucessão de padrões da FCF associados aos denominados *estádios comportamentais fetais* dependem da actividade neurológica cortical [Parer, 1989b; van Geijn e cols., 1980 a e b; De Vries e cols., 1985; van Woerden e cols., 1989].

Os estádios comportamentais fetais são períodos ultradianos de actividade neurológica bem definida, vulgarmente conhecidos por sono e vigília, que aparecem de forma cíclica. Definem-se com base em três parâmetros designados por variáveis comportamentais (Quadro 3.1): os movimentos oculares, os movimentos corporais e um padrão específico da FCF. No feto normal, começam a organizar-se pelas 28- 32 semanas tornando-se bem demarcados, isto é, sem que a transição de uns para os outros exceda os 2 a 3 minutos, a partir das 36 semanas, altura em que deixam de corresponder a mera coincidência das variáveis comportamentais [De Vries e cols., 1985; Drogtróp e cols., 1990; Montenegro e cols., 1990; Nijhuis, 1989; Swartjes e cols., 1992; van Woerden e cols., 1989b]. Os estádios comportamentais estão descritos quer no ante quer no intra-parto [Griffin e cols., 1985].

Existem 4 estádios comportamentais (quadro 3.1). O estágio 1F - sono calmo ou *NEM*, que na gestação de termo pode durar 40 minutos ou mais - caracteriza-se pela presença accidental de movimentos corporais, ausência de movimentos oculares e presença do padrão da FCF tipo A. O padrão tipo A é estável e apresenta VL de baixa amplitude relativa e acelerações esporádicas curtas (*Figura 3.3*). O estágio comportamental 2F - sono activo ou *REM* - caracteriza-se pela presença de episódios de movimentos oculares e corporais e pelo padrão da FCF tipo B. O padrão tipo B apresenta uma linha de base estável com variabilidade normal e acelerações frequentes (*Figura 3.3*).

Quadro 3.1: Classificação dos estádios comportamentais fetais de acordo com os movimentos oculares, movimentos corporais e padrão da FCF.

	movimentos oculares	movimentos corporais	padrão da FCF
Estádio 1F	-	-	A
Estádio 2F	+	+	B
Estádio 3F	+	-	C
Estádio 4F	+	+	D

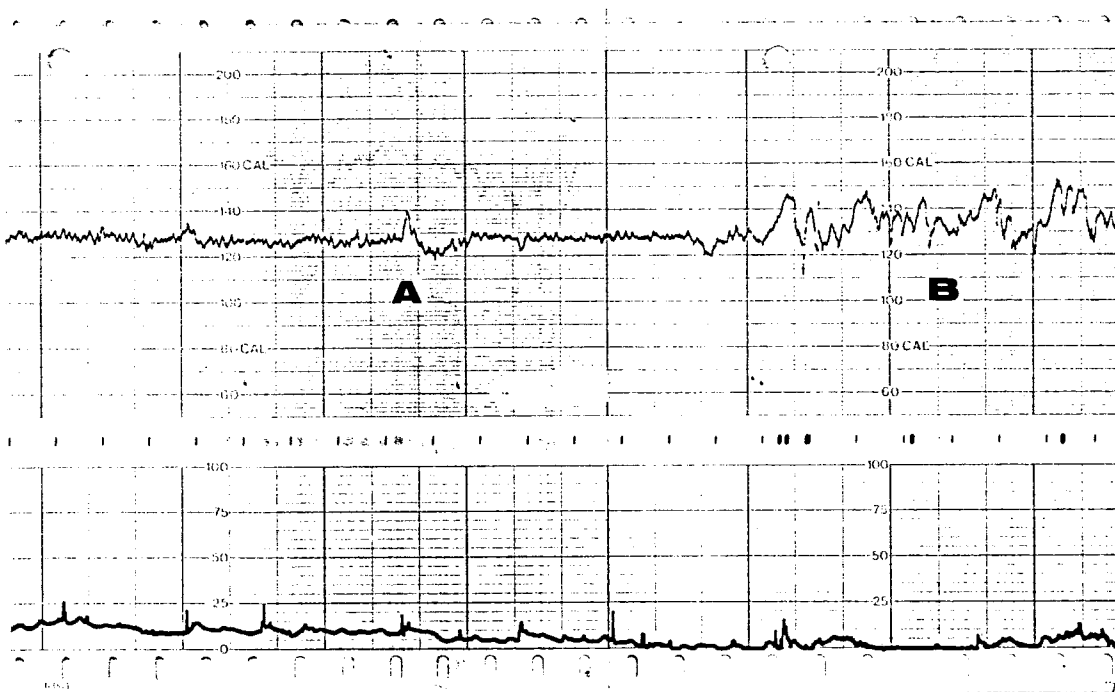


Figura 3.3:. Padrões tipo A e B da FCF

O estágio comportamental 3F - vigília calma - caracteriza-se pela ausência de movimentos corporais, presença de movimentos oculares e padrão da FCF tipo C. O padrão tipo C apresenta uma aumento relativo da variabilidade e ausência de acelerações. O estágio comportamental 4F - vigília activa - caracteriza-se pela presença de movimentos corporais contínuos, movimentos oculares e padrão da FCF tipo D. O padrão tipo D apresenta acelerações prolongadas e repetitivas (*Figura 3.4*) [Nijhuis,1989; van Woerden e cols.,1989b].

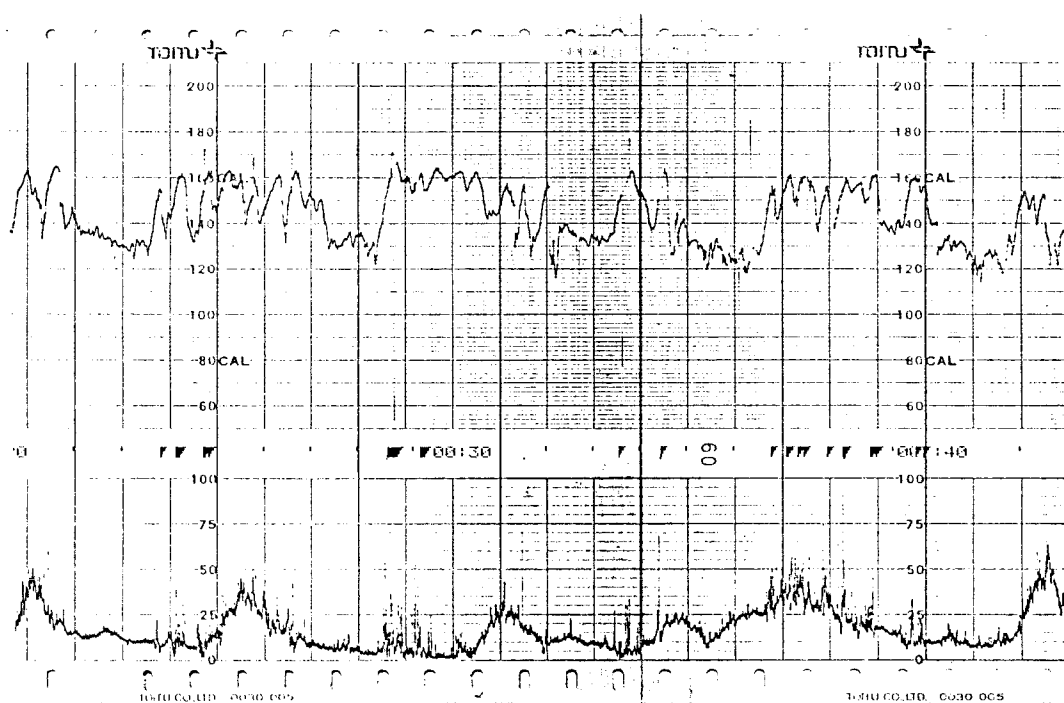


Figura 3.4. Padrão D da FCF.

A VC está ausente, bem como a organização dos estados comportamentais sempre que a actividade cortical ou as eferências cortico-cardíacas se encontram anatómica ou farmacologicamente abolidas. É o caso da anencefalia e da encefalopatia anóxica graves, da intoxicação por opioides ou do bloqueio auriculo-ventricular completo [Nijhuis e cols.,1988; Parer,1989b; Visser e cols., 1985]. A VC reduz-se no estágio comportamental 1F e aumenta nos estados comportamentais 3F e 4F. O aumento ou a diminuição da VC é geralmente gradual mas em alguns tipos de disritmias cardíacas surgem, por vezes, variações da VC bruscas, para além dos limites fisiológicos. Estas variações podem ocorrer esporadicamente, num traçado que mantém a FCF basal inicial, como sucede nas extrasístoles, ou de forma permanente e anárquica dando origem a registos ilegíveis, indistinguíveis dos obtidos em más condições técnicas. Noutras disritmias, do tipo dos bloqueios auriculo-

ventriculares completos transitórios ou das taquicardias supra-ventriculares paroxísticas, ocorrem variações bruscas da VC seguidas de períodos estáveis de FCF mais baixos ou mais elevados, respectivamente [Cabaniss, 1993; Kleinman & Copel, 1989; Parer, 1989b].

Apesar de não existir um conceito absoluto de actividade fetal basal, ao padrão de FCF estável, presente em condições de ausência de movimentos fetais e de estabilidade hemodinâmica e respiratória chamamos *FCF basal*. Clinicamente, define-se como a FCF que ocorre no intervalo das contracções uterinas [Graça, 1985; Klavan e cols., 1977] e dos movimentos fetais ou como a FCF que aparece na ausência de acelerações e desacelerações [Huddleston, 1990; Rooth e cols., 1987]. A sua identificação correcta é extremamente importante, não só por veicular informações de ordem fisiopatológica e clínica, mas também porque é o ponto de partida mais frequentemente utilizado para a leitura do CTG no que respeita à identificação das acelerações e desacelerações. Refira-se, a este propósito, que outro ponto de partida para a leitura do CTG utilizado por alguns autores, inverso do referido, consiste na identificação prévia das acelerações e desacelerações, da qual vai depender a determinação da FCF basal [Mantel e cols., 1990a].

A designação *linha de base da FCF* tem sido também utilizada para denominar aquilo a que chamamos FCF basal. Contudo, alguns autores distinguem-nas e consideram a linha de base da FCF uma linha abstracta que visa apenas a identificação das acelerações e desacelerações, não obrigatoriamente relacionada com o estágio fisiológico de repouso fetal [Dalton & Dawson, 1984; Mantel e cols., 1990a; Street e cols., 1991]. Neste trabalho, a expressão FCF basal designará a FCF associada a um estágio fisiológico específico e a expressão linha de base da FCF referir-se-à à linha usada para identificar as acelerações e desacelerações (*Figura 3.5*).

A FCF basal depende primariamente da actividade intrínseca cardíaca à qual se adiciona o tónus simpático e parassimpático [Arnold-Aldea & Parer, 1990; Court & Parer, 1984; Parer, 1989b]. Na fase inicial da gestação, resulta apenas da actividade intrínseca cardíaca aumentando progressivamente, como resultado de uma maior massa embrionária e da passagem do *pacemaker* do tecido ventricular para o auricular, até um máximo de cerca de 167 bpm, por volta da 9ª semana [Arnold-Aldea & Parer, 1990; Heeswijk e cols., 1990]. Posteriormente, verifica-se uma ligeira e progressiva diminuição - 150 ± 20 bpm, na fase inicial e 140 ± 20 , na fase final da gestação - como resultado do aumento da massa cardíaca e da entrada em acção do tónus parassimpático [Parer, 1989b; Wakatsuki e cols., 1992]. No terceiro trimestre, a FCF mantém-se normalmente entre os 110 e os 150. Segundo a FIGO, quando é inferior aos 110 bpm ou ultrapassa os 150, está-se perante uma bradi ou taquicardia, respectivamente [Rooth e cols., 1987].

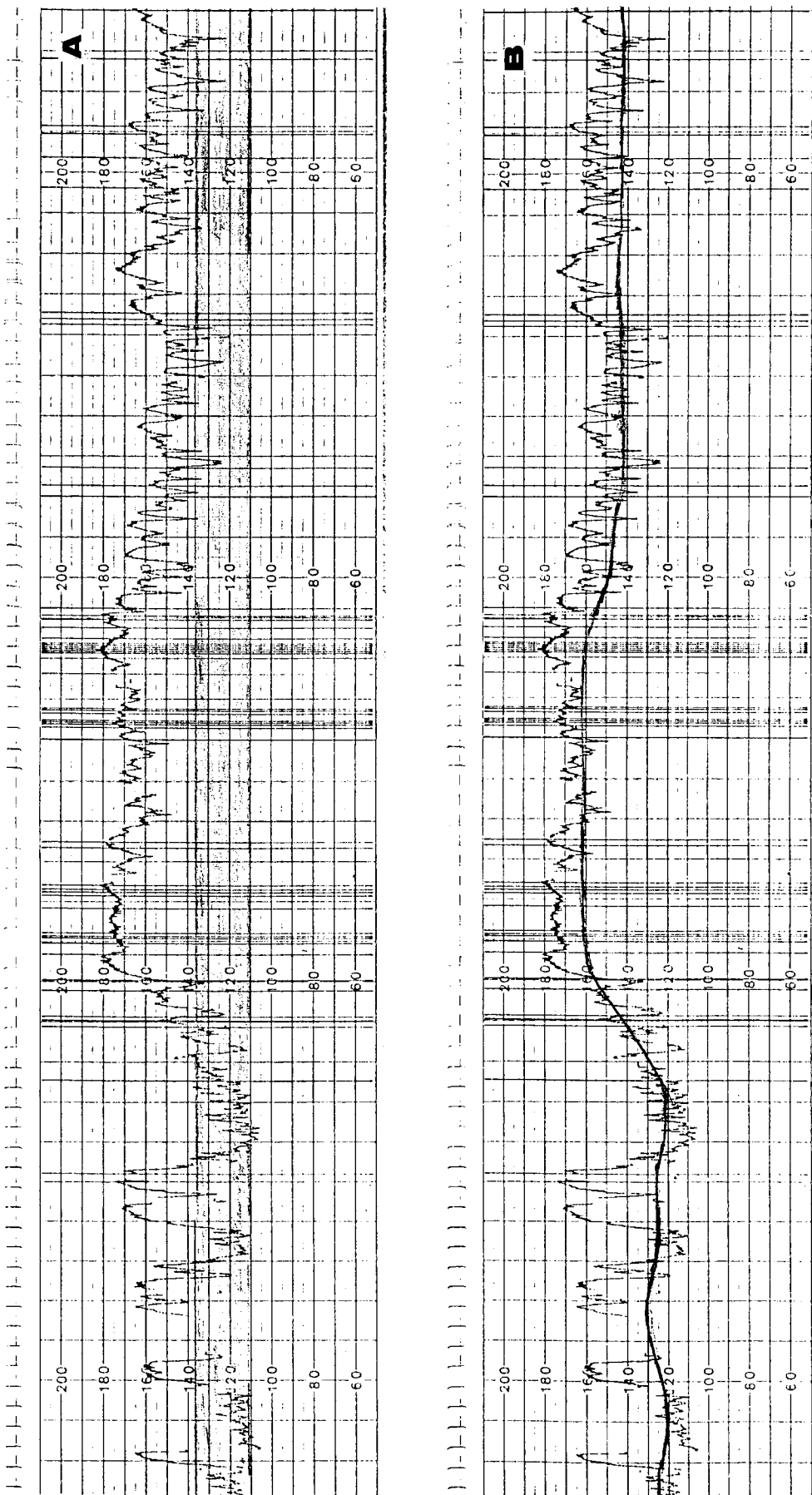


Figura 3.5: Traçado cardiocardiográfico original com identificação manual da FCF basal (A) - representada como banda a sombreado compreendida entre os 110 e os 135 bpm - e da linha de base da FCF (B), correspondente às FCFs não associadas a acelerações e desacelerações. Velocidade do papel = 1cm/min.

As bradicardias aparecem associadas à hipóxia, à hipotermia, às bradisritmias cardíacas e à acção de fármacos como os bloqueadores beta e as taquicardias à hipertermia, à hipóxia, à infecção, à tireotoxicose, às taquidisritmias cardíacas e à acção de fármacos como os beta-miméticos ou os para-simpaticolíticos [Graça, 1985; Klavan e cols., 1977].

As oscilações da FCF, a longo prazo, com 2- 6 ciclos/min, são conhecidas por *variabilidade a longo prazo* (VL) [Rooth e cols., 1987]. A VL apresenta uma boa correlação com a VC. Contudo, existem casos, de que é exemplo o padrão sinusoidal, em que se observa VL na ausência de VC. A característica da VL mais valorizada do ponto de vista clínico é a amplitude, definida como a diferença, em bpm, entre as FCF instantânea mais elevada e mais baixa, verificadas num minuto [Court & Parer, 1984; Klavan e cols., 1977]. A VL considera-se ausente quando a respectiva amplitude é inferior aos 5 bpm, reduzida quando situada entre os 5- 10, normal quando entre os 10- 25 e aumentada quando superior a 25 [Rooth e cols., 1987].

Como foi referido, a FCF pode apresentar um padrão sinusoidal, em situações raras tais como, anóxia e anemia grave, hipotermia e exposição a doses elevadas de opioides [Graça e cols., 1987]. Trata-se de um padrão da FCF com bases fisiopatológicas ainda mal conhecidas, caracterizado pela presença, durante pelo menos 20 minutos, de oscilações regulares em forma de onda sinusóide, com amplitude e frequência de pelo menos 10 bpm e 6 ciclos/min, respectivamente [Rooth e cols., 1987].

Também estão descritos padrões pseudo-sinusoidais com ondas *em dente de serra* resultantes da presença de VC, que apresentam, ao contrário dos verdadeiros sinusoidais, sinais próprios de traçados normais, tais como acelerações [Graça e cols., 1987]. Podem ser observados durante o estado comportamental 1F, associados a movimentos respiratórios ou bucais fetais parecendo resultar da disritmia cardíaca sinusal provocada pelos mesmos [Berestka e cols., 1989; Sherer e cols., 1993; van Woerden e cols., 1989].

Os padrões da FCF tipos A e C são constituídos essencialmente por FCF basal. De uma forma geral, a FCF basal domina o padrão tipo B e é muito fugaz no padrão D. A FCF basal domina também as situações em que a actividade neurológica, sobretudo as eferências neuro-cardíacas, se encontram anatómica ou farmacologicamente abolidas [Court & Parer, 1984; Parer, 1989b] (*Figuras 3.3 e 3.4*).

A FCF pode sofrer subidas ou descidas transitórias com uma certa amplitude e duração que se chamam acelerações e desacelerações, respectivamente [Rooth e cols., 1987]. Têm um significado diferente das subidas ou descidas bruscas da FCF, por vezes mantidas em planalto ou depressão sustentada, associadas às

disritmias cardíacas fetais [Cabaniss, 1993; Parer, 1989b]

As acelerações têm uma duração de pelo menos 15 segundos com uma amplitude superior a 15 bpm [Rooth e cols., 1987]. Aparecem associadas aos estados de actividade fetal ou ocorrem de forma reflexa [De Vries, 1992; Sherer e cols., 1991; van Woerden e cols., 1991], mediadas pelo Sistema Nervoso Autónomo, em resposta a estímulos como os desencadeados pela compressão isolada da veia umbilical [Graça, 1985; Klavan e cols., 1977]. Associam-se de tal modo aos movimentos fetais que se pensou durante anos que resultavam sistematicamente dos mesmos [De Vries, 1992]. Demonstrou-se, contudo, que, pelo menos no cordeiro, podem existir mesmo quando os MF são abolidos por um bloqueador neuromuscular como a galamina [van Woerden e cols., 1991].

As desacelerações apresentam uma duração e amplitude superiores a 15 segundos e 10 bpm, respectivamente [Rooth e cols., 1987]. São geralmente fenómenos reflexos, mediados pelo Sistema Nervoso Autónomo, que resultam da estimulação dos baro e/ou quimiorreceptores [Akagi e cols., 1988; Arnold-Aldea & Parer, 1990; Ball & Parer, 1992; Court & Parer, 1984; Klavan e cols., 1977; Parer, 1989b].

Os baroreceptores podem ser estimulados durante as contracções uterinas, por aumento da pressão intra-craniana ou por variação da pressão arterial. O aumento da pressão intra-craniana provoca as chamadas desacelerações precoces que apresentam uma forma, amplitude e duração mais ou menos constantes e um início, pico e fim coincidentes com os das contracções uterinas. O aumento da pressão arterial, como o que se verifica durante episódios de compressão do cordão umbilical com oclusão das artérias umbilicais, associa-se normalmente às chamadas desacelerações variáveis que apresentam forma, duração e amplitudes diversas, com relação temporal inconstante com as contracções [Court & Parer, 1984; Graça, 1985; Klavan e cols., 1977]. As desacelerações variáveis são consideradas como as mais frequentes [van Geijn e cols., 1991].

Os quimiorreceptores são sensíveis a descidas da pO_2 . Estas situações ocorrem frequentemente em fetos com má oxigenação basal, durante o pico das contracções uterinas. Dão origem às denominadas desacelerações tardias que apresentam um início, desnivelamento máximo e fim tardios em relação aos das contracções uterinas, respectivamente. Os quimiorreceptores são também estimulados quer em situações de compressão da veia cava inferior da grávida quer do cordão umbilical, originando, deste modo, desacelerações do tipo variável [Court & Parer, 1984; Graça, 1985; Klavan e cols., 1977].

As contracções uterinas são fenómenos transitórios, com duração normalmente inferior a 90 segundos, que condicionam aumento da pressão intra-uterina e

tornam o útero mais proeminente no abdómen materno permitindo deste modo o seu registo por manometria intra-uterina ou por tocodinamometria externa trans-abdominal. Em situações normais, aparecem, esporadicamente, no anteparto e, no intra-parto, com uma frequência de 1- 5/10 min, podendo, neste caso, ultrapassar a intensidade de 60 mmHg [Klavan e cols., 1977; Gibb, 1989].

O registo das contracções uterinas por meios externos está sujeito a numerosos erros resultantes de mudanças frequentes da posição do tocodinamómetro, induzidas por movimentos maternos e/ou fetais, e da interposição da parede abdominal materna, por vezes muito espessa. Os meios externos informam-nos apenas da frequência e ritmo das contracções uterinas. A determinação, com rigor, da intensidade das contracções e do tónus basal só é possível por métodos internos [Gibb, 1989].

Têm sido descritas várias formas de quantificar a actividade uterina, com base na frequência, amplitude, duração e forma das contracções, de que são exemplo as Unidades de Montevideo, as Unidades de Alexandria e o Integral de Actividade Uterina [Caldeyro-Barcia e Poseiro, 1966; Gibb & Arulkumaran, 1987; Gibb, 1989; Gibb, 1993; Steer, 1993].

3.2.2- Análise das características gráficas dos traçados

A análise das características gráficas de milhares de CTGs levaram-nos a concluir que os traçados podiam ser caracterizados segundo 2 parâmetros essenciais: a moda da FCF e a VC (quadro 3.2).

Os traçados com uma moda igual ou superior a 100 bpm correspondem aos padrões A, B, C, D, sinusoidal, acelerativos/desacelerativos e a maior parte dos traçados desacelerativos ou com variabilidade reduzida (*Figuras 3.3, 3.4, 3.6 e 3.11 a 3.16*).

Quadro 3.2: Classificação dos padrões da FCF, e definição da respectiva FCF basal, de acordo com a moda e a percentagem de variabilidade curta (VC) anormal, com a presença de acelerações e de desacelerações

		% de VC anormal	moda da FCF (bpm)	acelerações	desacelerações
Padrão da FCF	FCF basal				
A	moda	0- 80	≥ 100	esporádicas	ausentes
B	moda	0- 60	≥ 100	frequentes	ausentes
C	moda	0- 60	≥ 100	ausentes	ausentes
D	< moda > 100 bpm	0- 60	≥ 100	permanentes	ausentes
Acelerativo/ Desacelerativo	< moda > 100 bpm	0- 60	≥ 100	frequentes	frequentes
Sinusoidal	moda	60- 100	≥ 100	ausentes	ausentes
Variabilidade reduzida	moda ou superior	80- 100	30- 240	ausentes	esporádicas ou ausentes
Desacelerativo	moda	60- 100	≥ 100	ausentes	presentes
Desacelerações prolongadas	superior a 100 bpm	60- 100	< 100	ausentes	presentes
Bradicárdico	moda	60- 100	< 100	presentes ou ausentes	presentes (?) ou ausentes

Como os padrões tipo A e os padrões sinusoidais e de variabilidade reduzida apresentam VC reduzida e são predominantemente constituídos por FCF basal pelo que esta pode ser representada pela respectiva moda (*Figuras 3.3, 3.11 e 3.16*).

Os padrões tipo B e C possuem uma VC normal. São também predominantemente constituídos por FCF basal. Afiguram-se portanto como padrões em que a FCF basal pode ser igualmente representada pela respectiva moda (*Figuras 3.3 e 3.12*).

O padrão tipo D apresenta uma VC normal a aumentada. É predominantemente constituído por acelerações prolongadas. A FCF basal, praticamente inexistente aparece em episódios muito curtos correspondentes aos pontos mais baixos do traçado que contudo são sempre superiores a 100 bpm. Daqui decorre que a FCF basal pode ser representada pelo menor dos valores mais frequentes, desde que superior a 100 bpm (*Figuras 3.4 e 3.13*).

Os traçados acelerativos/desacelerativos aparecem geralmente na fase final do primeiro ou durante o segundo período do parto. Possuem uma VC normal a aumentada e, tal como no padrão tipo D, praticamente não existe FCF basal, que corresponde ao mais baixo dos valores superiores a 100 bpm (*Figura 3.6*).

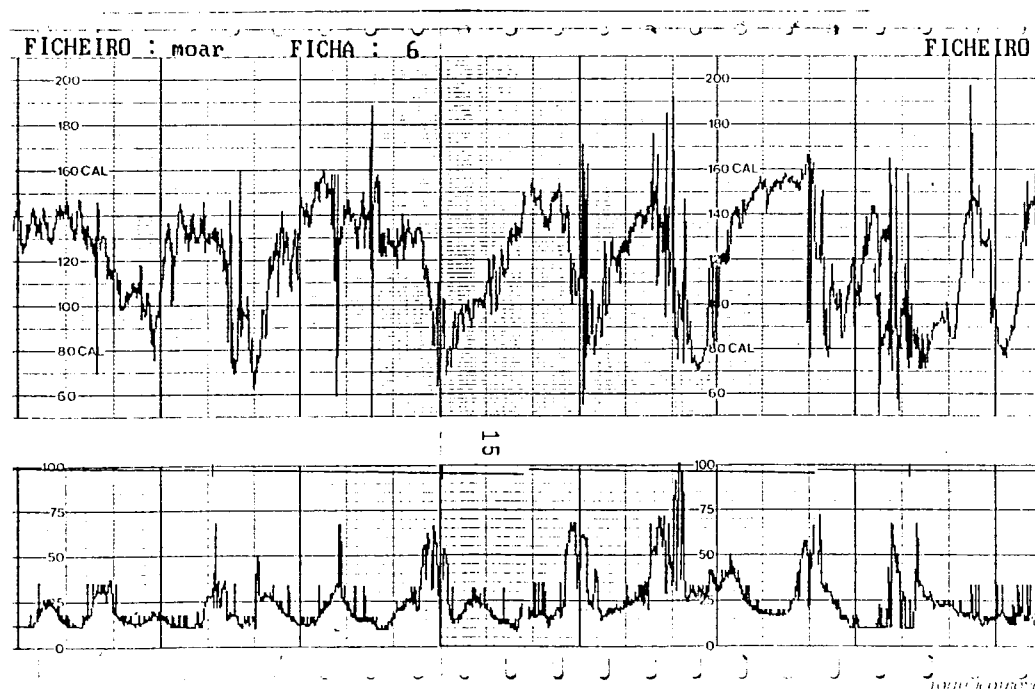


Figura 3.6: Traçado acelerativo/desacelerativo.

Os traçados em que a moda da FCF é inferior a 100 são muito raros. Compreendem os CTGs com desacelerações prolongadas e repetitivas e as bradicardias persistentes.

Os traçados com desacelerações prolongadas e repetitivas surgem, normalmente, no segundo período do parto e possuem VC reduzida (*Figuras 3.7 e 3.17*). São predominantemente constituídos por desacelerações, correspondendo a sua FCF basal a um determinado valor entre os mais elevados superiores a 100 bpm [Melchior e Bernard, 1989].

Os traçados bradicárdicos persistentes resultam habitualmente de bloqueios cardíacos aurículo-ventriculares. Nos bloqueios aurículo-ventriculares completos são predominantemente compostos por FCF basal, pelo que esta pode ser representada pela moda, e não apresentam acelerações nem desacelerações (*Figura 3.9*). Em situações extraordinariamente raras de bradicardia sinusal, por doença do nó sinusal ou de bigeminismo por extrassístoles auriculares, com bloqueio aurículo-ventricular, podem existir acelerações e desacelerações [Kleinman & Copel, 1989; Todros e cols., 1989] (*Figura 3.8*).

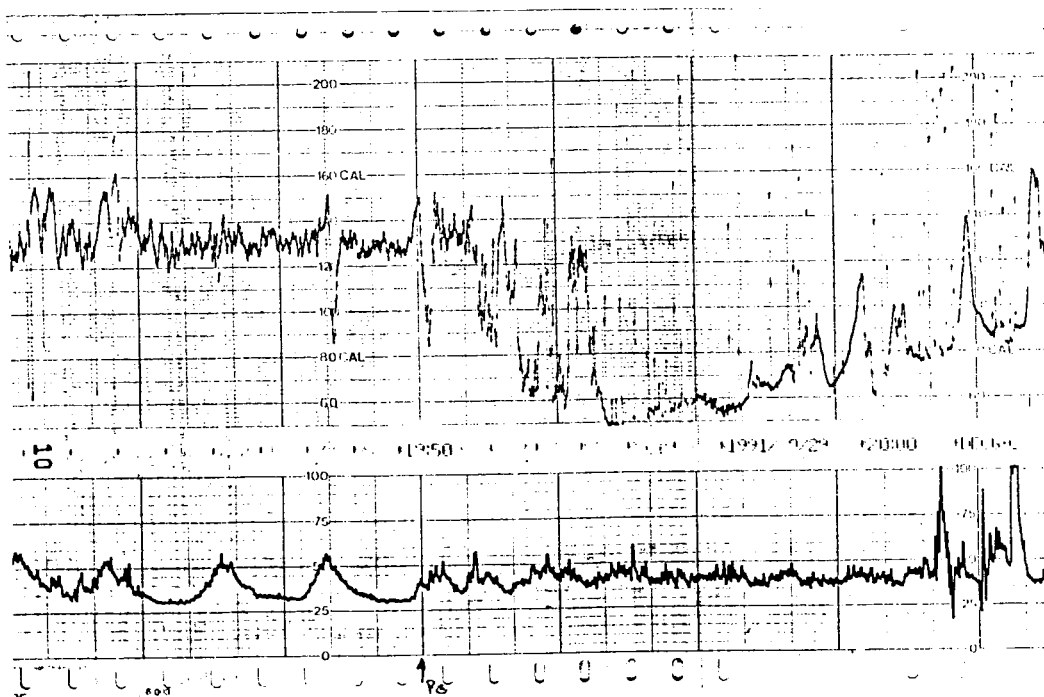


Figura 3.7: Traçado com desacelerações repetitivas e prolongadas (período expulsivo).

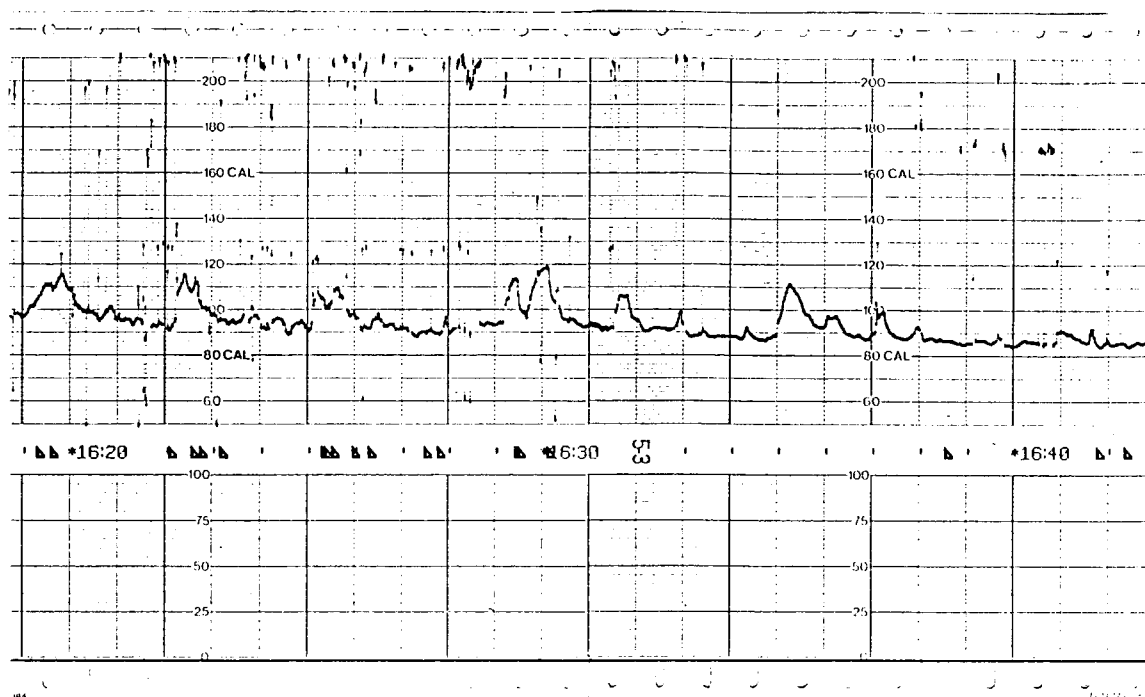


Figura 3.8: Traçado bradicárdico com acelerações (bradicardia sinusal confirmada por exame ecocardiográfico).

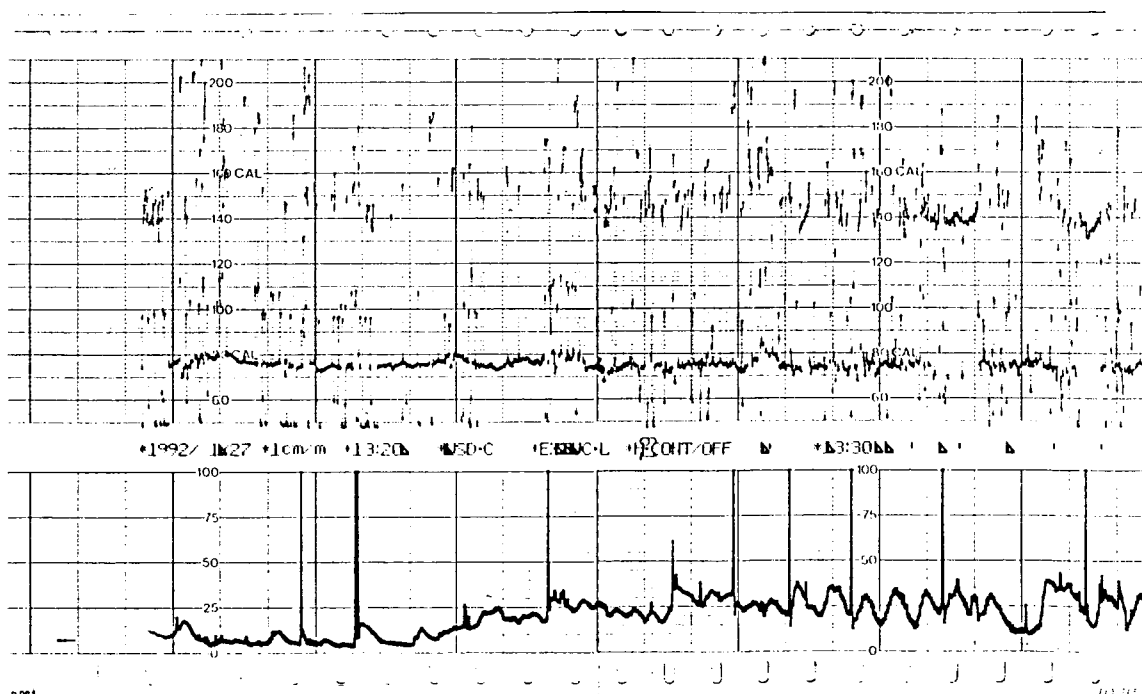


Figura 3.9: Traçado bradicárdico (bloqueio aurículo-ventricular completo, confirmada por exame ecocardiográfico).

3.3- ALGORITMOS DE PROCESSAMENTO

3.3.1- Aspectos gerais

Os conhecimentos resultantes da análise dos fundamentos fisiopatológicos e clínicos da cardiotocografia e das características gráficas dos traçados foram aplicados ao desenvolvimento de algoritmos de processamento, segundo três métodos.

O primeiro consistiu na tentativa da identificação das alterações da FCF, em face do contexto fisiológico e fisiopatológico subjacente. Procurou-se chegar à FCF basal pela exclusão das alterações normalmente associadas a movimentos fetais e a contracções uterinas, ou seja as acelerações e as desacelerações. Apesar de ser um método racional, é limitado pela precariedade ocasional do registo dos movimentos fetais e das contracções uterinas, nas condições habitualmente utilizadas.

O segundo método desenvolveu-se para tentar ultrapassar as dificuldades surgidas com o primeiro. Baseou-se na experiência colhida na análise das características gráficas dos traçados e consistiu na adopção de regras matemáticas, para obter a FCF basal, a partir da análise da VC e do histograma dos valores da FCF. Verificamos, contudo, que o segundo método também era em si mesmo originador potencial de erros pelo que se optou pelo desenvolvimento de um terceiro que consistiu numa combinação dos dois anteriores. Analisou-se então a FCF tendo em conta as alterações induzidas pelos movimentos fetais e pelas contracções uterinas e a análise do respectivo histograma e VC.

Como já tivemos oportunidade de referir, adoptamos as definições contidas nas normas da FIGO por serem as que mais consensualmente incorporam os conhecimentos acumulados sobre cardiotocografia.

3.3.2- Descrição dos algoritmos

A análise da VC de acordo com as normas da FIGO, impõe o processamento de todas as amostras da FCF, pelo que no desenvolvimento dos presentes algoritmos não é processada qualquer redução do respectivo número.

Situações de disritmias cardíacas fetais anárquicas, de má colocação dos

detectores dos sinais cardiotocográficos ou outras, levam ao aparecimento de amostras da FCF ou CU *ilógicas* removidas numa fase de pré-processamento. O algoritmo destinado ao pré-processamento da FCF considera artefactos, todas as amostras com mais 25 bpm do que a precedente. Os artefactos são removidos e substituídos por um valor interpolado linearmente entre a amostra precedente e a primeira região ulterior estável da FCF. Considera-se estável toda a região em que a diferença entre 5 batimentos adjacentes é inferior a 10 bpm. A percentagem de segmentos interpolados é usada como um indicador da qualidade do sinal ($SQ = 100 \times \text{duração dos segmentos interpolados} / \text{duração total do traçado}$). O sinal CU é submetido a uma filtragem digital passa baixo a fim de eliminar o *ruído* de alta frequência que prejudica a análise posterior.

O processamento dos sinais inicia-se pela identificação das CU. Em primeiro lugar determina-se a linha de base da actividade motora uterina como a moda dos respectivos valores. As CU são identificadas, então, como todo o aumento da actividade uterina superior a 10 unidades, (numa escala que vai de 0 a 100), com uma duração superior a 40 segundos. A linha de base é recalculada em todas os segmentos identificados como CU com duração superior a 2 minutos procedendo-se, nesses segmentos, a re-deteccção das CU, para se ultrapassarem erros induzidos por flutuações artificiais do tónus uterino, resultantes de movimentos fetais, maternos ou do tocodinamómetro.

Em seguida calcula-se a VC, ao longo de todo o traçado, como a diferença, em bpm, entre o valor mais baixo e mais elevado da FCF, numa janela de 3 amostras sucessivas que se desloca amostra a amostra:

$$VC(i) = \max_{j=1}^n (f_i, f_{i+1}, f_{i+2}) - \min_{j=1}^n (f_i, f_{i+1}, f_{i+2}); \quad f(i) = \text{amostra } (i) \text{ da FCF.}$$

A VC considera-se ausente se inferior a dois e calcula-se a percentagem do traçado com VC anormal.

O programa prossegue com uma primeira abordagem à determinação da FCF basal, tentando-se chegar até ela pela exclusão dos segmentos do traçado, as acelerações e as desacelerações, normalmente associados às CU e aos MF. Seleccionam-se, deste modo, os 6 valores mais frequentes da FCF não associados às CU nem aos MF. Não são considerados também os 15 segundos que se seguem às primeiras e os 15 segundos adjacentes às segundas. Procedese, em seguida, a uma abordagem da FCF basal com base na VC e no histograma, completando-se, deste modo, a sequência do terceiro método de análise atrás descrito e por nós adoptado (*Figura 3.10*).

As seguintes situações podem ocorrer (Figura 3.10):

1- A moda da FCF é igual ou superior a 100 bpm.

1.1- Se a VC é anormal em 0- 80% do traçado, estamos portanto perante um padrão da FCF do tipo A, B, C, D ou acelerativo/desacelerativo. A FCF basal é calculada como o mais baixo dos 6 valores mais frequentes da FCF superior ou igual a 100 que ocorra com uma frequência igual ou superior a metade do produto da percentagem de VC anormal pela frequência da moda ($\% \text{ de VC anormal} \times \text{frequência da moda da FCF} / 2$); se as duas condições anteriores não se verificarem, a FCF basal será a moda.

É o que se verifica na generalidade dos padrões tipo A e B ($\% \text{ de VC anormal}$ e frequência da moda, elevadas), ao contrário do padrão tipo D.

1.2- Se a VC é anormal em mais de 80% do traçado, estamos muito provavelmente perante um padrão sinusoidal, desacelerativo ou de variabilidade reduzida. A FCF basal é calculada como o mais baixo dos 6 valores mais frequentes da FCF simultaneamente igual ou superior a 100 bpm e pelo menos tão frequente como o produto da percentagem de VC anormal pela frequência da moda da FCF ($\% \text{ de VC anormal} \times \text{frequência da moda da FCF}$). Caso não se verifiquem as condições anteriores, a FCF basal será determinada como a moda. É o que se verifica na esmagadora maioria dos casos.

2- A moda da FCF é inferior a 100 bpm.

2.1- Se entre os 6 valores mais frequentes da FCF existir um superior a 100, estamos portanto perante um traçado com desacelerações prolongadas e/ou repetitivas pelo que a FCF basal é determinada como o mais elevado dos 6 valores mais frequentes.

2.2- Se a condição anterior não se verificar estamos perante um traçado bradicárdico persistente. A FCF basal é determinada como o mais baixo dos 6 valores mais frequentes que ocorra com uma frequência igual ou superior ao produto da percentagem de VC anormal pela frequência da moda da FCF ($\% \text{ de VC anormal} \times \text{frequência da moda}$).

Determinada a FCF basal, procede-se à identificação das acelerações, desacelerações e *desvios* da FCF (*FHR shifts*). O respectivo sinal é filtrado substituindo-se cada amostra pela média do valor correspondente e dos 4 adjacentes a fim de se eliminarem picos artefactuais que possam levar a sobre-identificação de acelerações e desacelerações.

-
1. Cálculo do histograma da FCF $h(f)$, na ausência de movimentos fetais ± 15 segundos e de contracções uterinas ± 15 segundos
 2. Determinação dos picos mais elevados do histograma localizados em f_i com amplitudes decrescentes h_i , $i = 1, \dots, 6$
 3. Seja $LB = f_1$; $hb = h(f_1)$; % de Variabilidade Curta (VC) = ab
 - 4. A LB é ≥ 100 bpm ?**
 5. Se sim, vá até ao ponto **6**; se não, vá até **12**
 - 6. A ab é ≤ 80 ?**
 7. Se sim, vá até ao ponto **8**; se não, vá até **10**
 8. Existe algum $100 \leq f_i < LB$, com $h_i > ab/2 * hb$?
 9. Se sim, então $LB = f_i$ e volte a **8**; se não, PARE.
 10. Existe algum $100 \leq f_i < LB$, com $h_i > ab * hb$?
 11. Se sim, então $LB = f_i$ e volte a **10**; se não, PARE.
 - 12. Existe algum $f_i > 100$ bpm ?**
 13. Se sim, vá até **14**; se não vá até **16**
 - 14. É o $f_i > LB + 20$ bpm ?**
 15. Se sim, então a $LB = f_i$ e volte a **14**; se não, PARE.
 16. Existe algum $f_i < LB$ com $f_i > ab * hb$?
 17. Se sim, então $LB = f_i$ e volte a **16**; se não, PARE.
-

Figura 3.10: Determinação da linha de base.

FICHEIRO = MJLP

FICHA = 1

VC% = 44.82284

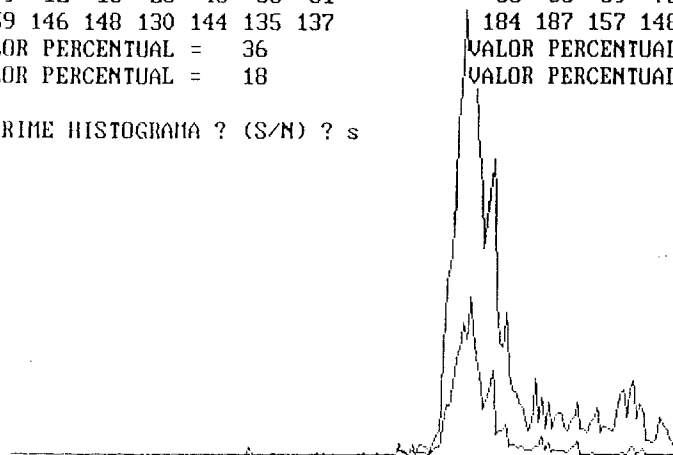
HISTOGRAMA SEM UC E MF

9 12 15 26 43 68 81
159 146 148 130 144 135 137
VALOR PERCENTUAL = 36
VALOR PERCENTUAL = 18

HISTOGRAMA SO COM FHR

33 38 39 73 152 229 259
184 187 157 148 144 135 137
VALOR PERCENTUAL = 116
VALOR PERCENTUAL = 58

IMPRIME HISTOGRAMA ? (S/N) ? s



FICHEIRO : mjlp

FICHA : 1 SL= 7 %

Nº DESAC. : 0
Nº ACEL. : 10
CNT. UTERINAS : 8

LINHA BASE : 130
Nº MOVN : 42

U. LONGA : 9
UL - ANORM : 3%
UC - ANORM : 45%

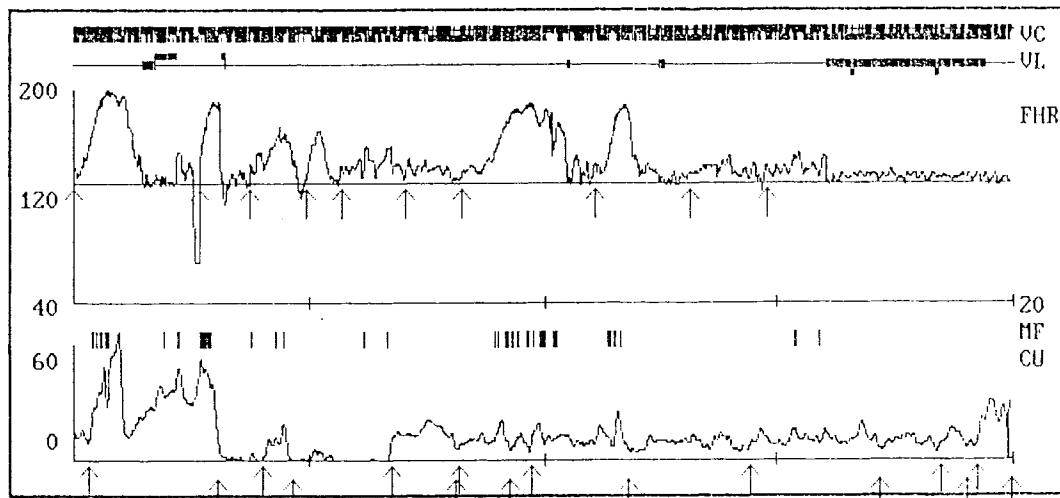


Figura 3.11: Histogramas da FCF do traçado cardiotocográfico MJLP, com e sem subtração dos valores associados aos movimentos fetais (MF) e às contrações uterinas (CU), e respectivo processamento, de acordo com as regras de determinação da FCF basal apresentadas no texto e na figura 3.10.

As acelerações são detectadas sempre que se verifique uma subida da FCF 15 bpm para além da basal com uma duração de pelo menos 15 segundos.

As desacelerações são identificadas quando ocorre uma diminuição da FCF 10 bpm para além da basal com pelo menos 15 segundos e classificadas em precoces ou tardias conforme o desfasamento entre o início, nadir e fim de, pelo menos, duas desacelerações consecutivas, com o das CU é inferior a 15 segundos ou compreendido entre 15-30, respectivamente. Se nenhuma das condições anteriores se verificar, as desacelerações são classificadas como variáveis.

A FCF basal é recalculada em todos os segmentos identificados como acelerações ou desacelerações com duração superior a 90 segundos, segundo o algoritmo descrito para a linha de base, com a finalidade de se distinguirem as acelerações e as desacelerações dos *desvios* sustentados da FCF.

O processamento termina com a quantificação da VL, calculada ao longo de todo o traçado como a diferença entre os valores mais elevado e mais baixo observados numa janela de 30 segundos que se desloca de amostra em amostra. Desta forma cada amostra aparece sempre no centro de um segmento de um minuto, já que é abrangida pelo segmento que se inicia 30 segundos antes e abrange o segmento que termina 30 segundos depois, excepto nos 30 segundos iniciais e finais do traçado.

$$VL_i = \max_{i=1}^n (f_i, \dots, f_{i+k-1}) - \min_{i=1}^n (f_i, \dots, f_{i+k-1}); \quad f_i = \text{amostra (i) da FCF};$$

$$SOMA_{j=i}^{i+k-1} 60/f_j = 30 \text{ segundos.}$$

A VL é considerada diminuída, se igual ou inferior a 5, normal se entre 5 e 25 e aumentada se superior a 25. A percentagem total de variabilidade diminuída é também calculada.

O processamento dos sinais pode ser desencadeado pelo utilizador sempre que o desejar. Recomenda-se, contudo, que não o faça em segmentos inferiores a 10 minutos já que será difícil nessas circunstâncias identificar a FCF basal em padrões muito instáveis como no tipo D. Na eventualidade de ser necessário o processamento de um segmento com menos de 10 minutos, como acontece com alguma frequência no 2º período do parto, a FCF é calculada com base no primeiro segmento anterior com duração superior a 10 minutos.

Até ao momento foram adquiridos e processados mais de 3000 traçados correspondentes a cerca de 1000 horas de registos.

De acordo com a opinião dos especialistas envolvidos no desenvolvimento dos algoritmos, não se detectou qualquer erro com possíveis implicações clínicas e conseguiu-se uma linha de base correcta em todos os tipos de traçados, tanto no ante como no intra-parto. Obteve-se uma FCF basal mais ou menos constante ao longo de um mesmo traçado independentemente da duração do segmento cardiotocográfico analisado desde que superior a 10 minutos.

O processamento dos sinais pode ser desencadeado pelo utilizador sempre que o desejar. Recomenda-se, contudo, que não o faça em segmentos inferiores a 10 minutos já que será difícil nessas circunstâncias identificar a FCF basal em padrões muito instáveis como no tipo D. Na eventualidade de ser necessário o processamento de um segmento com menos de 10 minutos, como acontece com alguma frequência no 2º período do parto, a FCF é calculada com base no primeiro segmento anterior com duração superior a 10 minutos.

FICHEIRO : mcsp FICHA : 2 SL= 3 %

Nº DESAC. : 0

Nº ACEL. : 0

CNT. UTERINAS : 9

LINHA BASE : 133

Nº MOVN : 0

U. LONGA : 7

UL - ANORM : 19%

UC - ANORM : 69%

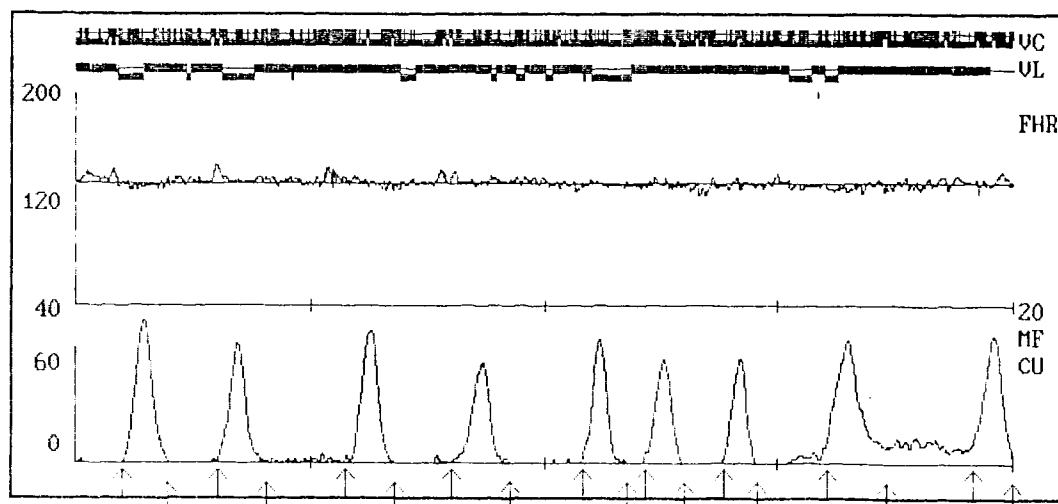


Figura 3.11: Padrão tipo A, processado pelo sistema Porto

FICHEIRO : caft FICHA : 1 SL= 0 %

Nº DESAC. : 1	CLASSIF. : U	U. LONGA : 12
Nº ACEL. : 11	LINHA BASE : 127	UL - ANORM : 0%
CNT. UTERINAS : 6	Nº MOVN : 4	UC - ANORM : 20%

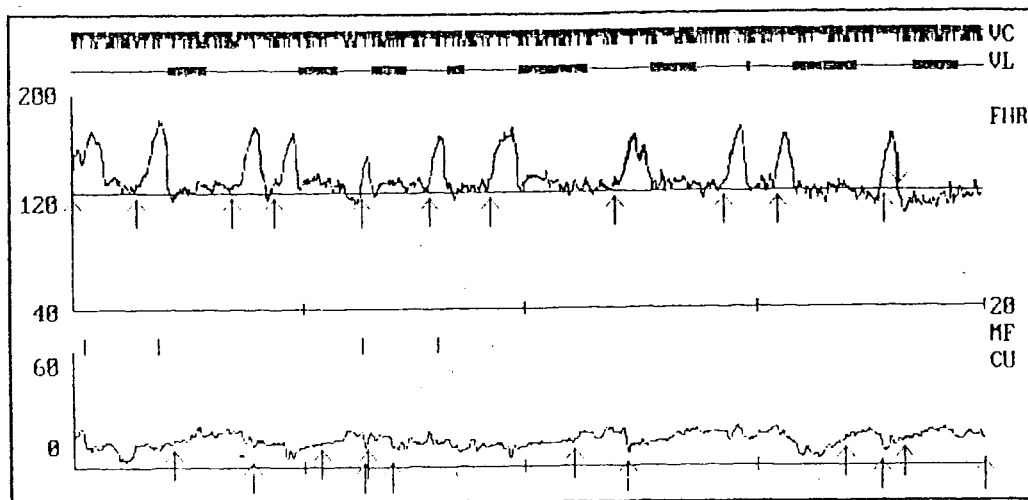


Figura 3.12: Padrão tipo B, processado pelo sistema Porto

FICHEIRO : mcmp FICHA : 1 SL= 4 %

Nº DESAC. : 4	CLASSIF. : UUUU	U. LONGA : 16
Nº ACEL. : 11	LINHA BASE : 150	UL - ANORM : 0%
CNT. UTERINAS : 6	Nº MOVN : 2	UC - ANORM : 29%

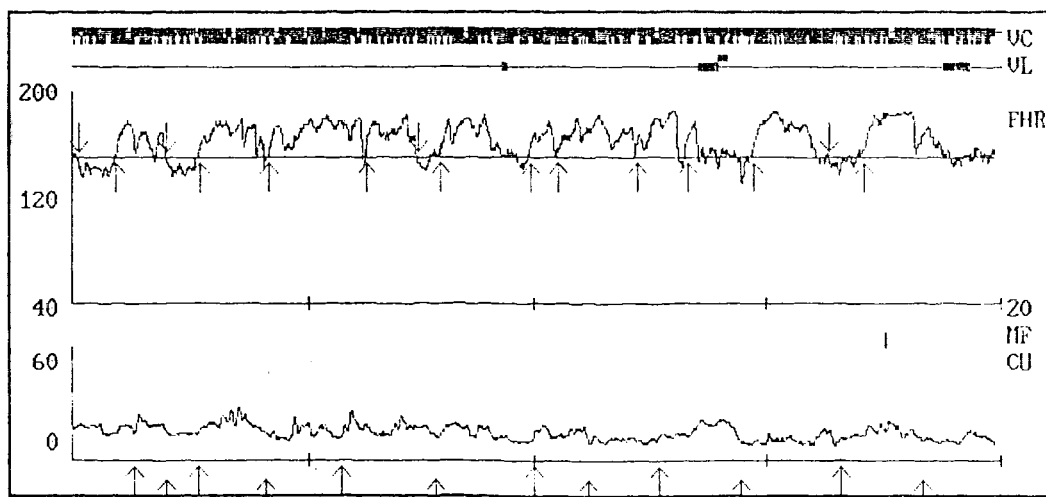


Figura 3.13: Padrão tipo D, processado pelo sistema Porto.

FICHEIRO : moar FICHA : 6 SL= 4 %

Nº DESAC. : 6	CLASSIF. : UTUUUU	U. LONGA : 16
Nº ACEL. : 8	LINHA BASE : 126	UL - ANORM : 8%
CNT. UTERINAS : 11	Nº MOVN : 8	UC - ANORM : 4%

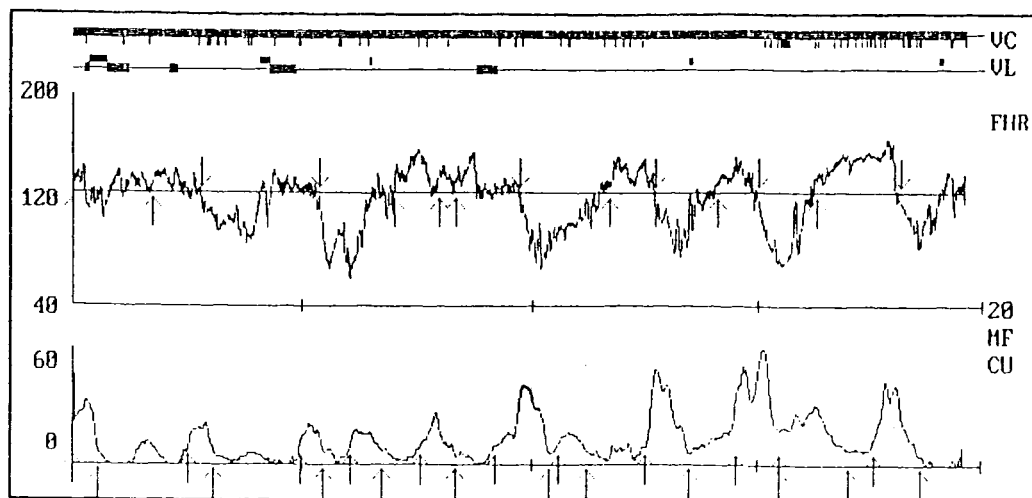


Figura 3.14: Padrão acelerativo/desacelerativo, processado pelo sistema Porto..

FICHEIRO : act FICHA : 1 SL= 7 %

Nº DESAC. : 7	CLASSIF. : UUUUTU	U. LONGA : 3
Nº ACEL. : 0	LINHA BASE : 156	UL - ANORM : 71%
CNT. UTERINAS : 8	Nº MOVN : 0	UC - ANORM : 81%

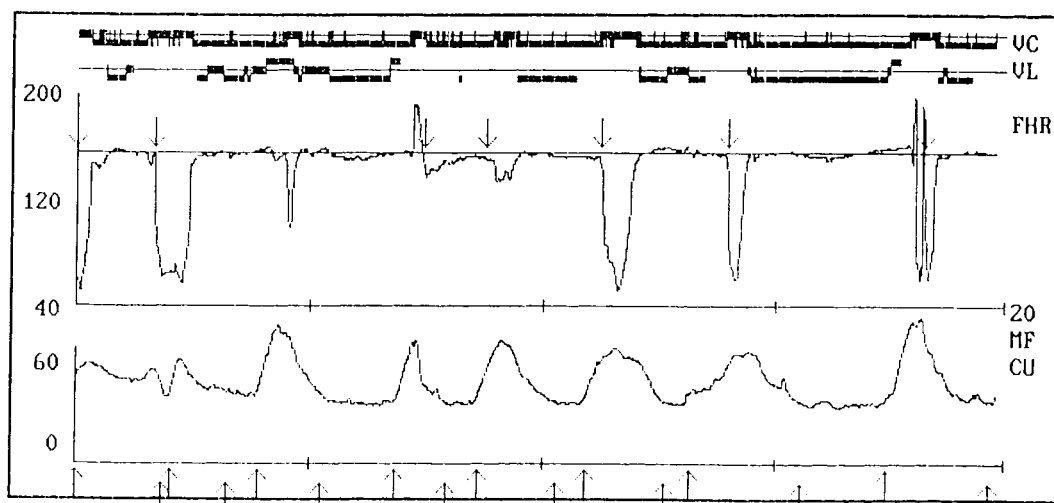


Figura 3.15: Padrão desacelerativo, processado pelo sistema Porto..

FICHEIRO : mmfm FICHA : 2 SL= 0 %

Nº DESAC. : 0	U. LONGA : 4
Nº ACEL. : 0	UL - ANORM : 75%
CNT. UTERINAS : 0	Nº MOVN : 0
	UC - ANORM : 71%

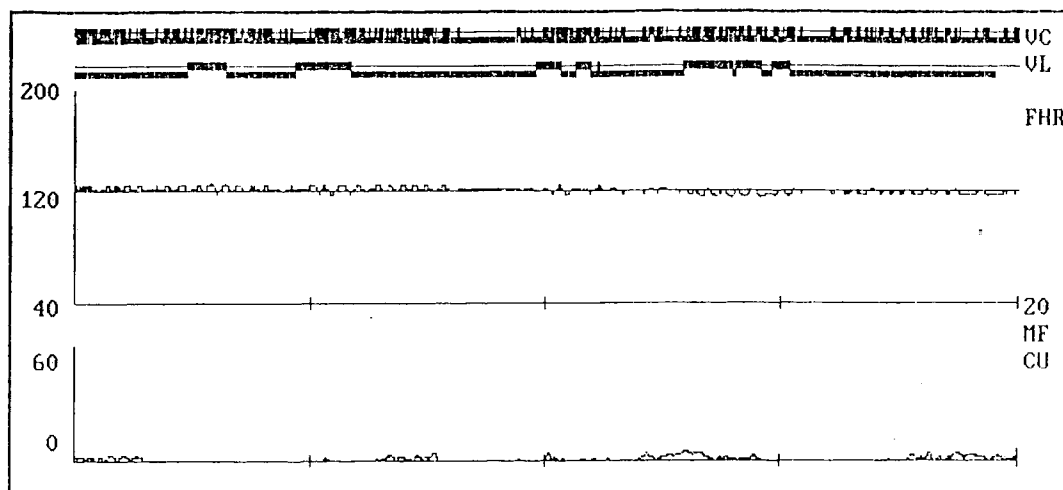


Figura 3.16: Padrão de variabilidade reduzida, processado pelo sistema Porto. Notem-se as diferenças em relação ao padrão tipo A, designadamente no referente à variabilidade

FICHEIRO : fmcS FICHA : 2 SL= 32 %

Nº DESAC. : 8	CLASSIF. : TUVUUVUU	U. LONGA : 38
Nº ACEL. : 2	LINHA BASE : 118	UL - ANORM : 0%
CNT. UTERINAS : 7	Nº MOVN : 0	UC - ANORM : 23%

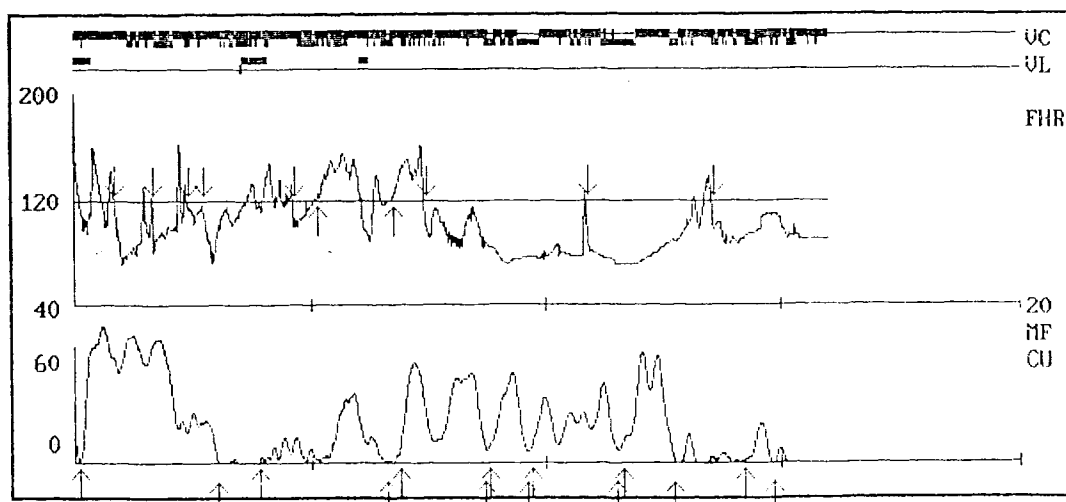


Figura 3.17: Padrão com desacelerações prolongadas, processado pelo sistema Porto.

FICHEIRO : mfebb FICHA : 5 SL= 6 %

Nº DESAC. : 0

U. LONGA : 7

Nº ACEL. : 6

LINHA BASE : 88

UL - ANORM : 55%

CNT. UTERINAS : 0

Nº MOVN : 4

UC - ANORM : 66%

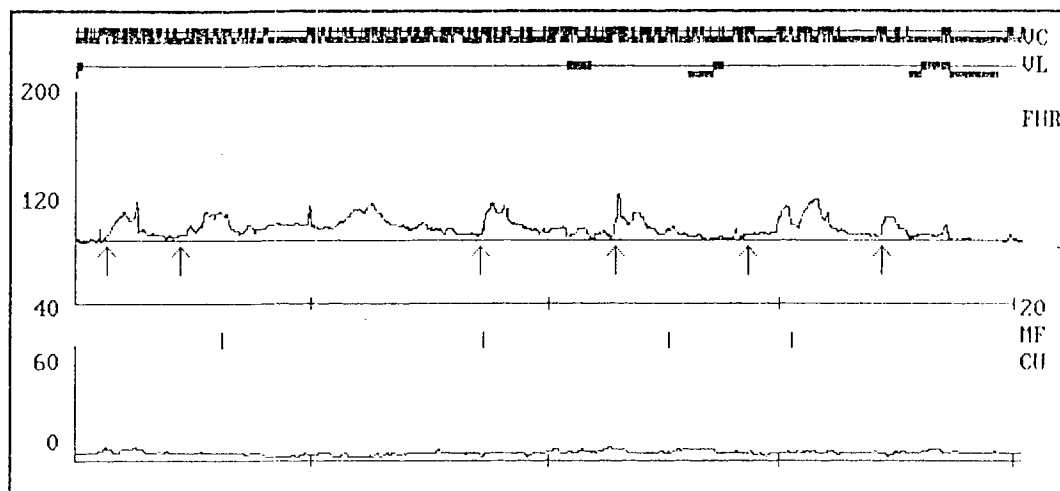


Figura 3.18: Padrãobradicárdico, com acelerações, processado pelo sistema Porto.

3.4- DISCUSSÃO

Toda a exploração semiológica do cardiotocograma se baseia na respectiva segmentação, em FCF basal, acelerações e desacelerações, pelo que será tanto melhor quanto mais rigorosa for esta. Por isso optamos por privilegiar o desenvolvimento de algoritmos de processamento destinados à segmentação dos traçados. A classificação e interpretação do cardiotocograma é um processo complexo que exige segmentação correcta, ponderação adequada e consideração pelo contexto clínico de cada caso. Por isso, no momento actual, pensamos que toda a informação que o computador forneça deve ser analisada cuidadosamente, com o conhecimento claro do tipo de segmentação que lhe está subjacente e do contexto clínico.

As principais inovações dos nossos algoritmos de processamento consistem na adopção dos critérios da FIGO, na aplicabilidade ao ante e intra-parto e no desenvolvimento com base numa abordagem fisiopatológica à qual se associou um método matemático original.

Até ao momento nenhum sistema para análise automatizada do cardiotocograma incorporou, integralmente, as normas da FIGO. As vantagens da sua adopção são óbvias: por um lado são consensuais e por outro lado são familiares ao clínico, que pode assim avaliar de forma crítica as informações dadas pelo computador.

O comportamento fisiológico e fisiopatológico do feto tem sido pouco considerado no desenvolvimento de algoritmos de processamento. Na nossa experiência, a identificação de segmentos do cardiotocograma (FCF basal, acelerações e desacelerações) através dos fenómenos que lhe estão associados (os movimentos fetais e as contracções uterinas), identificáveis pelo computador, revelou-se em si mesma aceitável embora se tivesse tornado mais eficiente com a associação de um método de análise do histograma da FCF, que permitiu ultrapassar situações tais como as associadas a registos deficientes dos movimentos fetais e das contracções uterinas. Esta associação permitiu ainda ultrapassar a situação, rara, em que movimentos fetais e acelerações estão dissociados e uma outra mais frequente em que aparecem desacelerações na ausência de contracções uterinas. No futuro, desejamos avaliar se a utilização de métodos mais recentes para o registo dos movimentos fetais, como a actocardiografia [Maeda, 1990; Schmidt & Gnirs, 1992], permitirá utilizar, com segurança, algoritmos de processamento baseados apenas na perspectiva fisiopatológica.

A perda de sinal (*SL*) é calculada, de forma objectiva, pelo sistema Porto. Trata-se de um parâmetro importante por poder influenciar significativamente

a análise do CTG designadamente no que respeita a VC. A maior parte dos sistemas disponíveis reduz o número de amostras dos sinais a processar sem informar sobre a perda real de sinal.

A identificação e substituição de artefactos é feita, no sistema Porto, através de operações semelhantes às descritas por outros autores. Baseia-se na observação de que a VC se mantém dentro de certos limites fisiológicos. A extensão com que se removem os artefactos é quantificada objectivamente sendo o utilizador informado da *qualidade do sinal (SQ)*. A informação objectiva sobre a SQ é importante para se saber até que ponto o traçado original sofreu modificações, durante o pré-processamento. Na nossa casuística, são raros os traçados com $SQ < 95\%$. Não está ainda esclarecido, contudo, se a remoção pura e simples dos artefactos é mais vantajosa do que a respectiva substituição por valores interpolados.

A VC foi definida de acordo com uma fórmula original que incorpora os conceitos da FIGO. A VC calculada com base na FCF determinada por eco-Doppler com auto-correlação permite-nos apreciar as características oscilatórias dos traçados. Por isso, no algoritmo da FCF basal, a fórmula de cálculo da VC foi usada para definir as características oscilatórias dos traçados. De referir que apesar de ter vindo a ser aceite que a VC só pode ser calculada com rigor quando o sinal FCF é obtido através do electrocardiograma fetal não é esse o conceito actual [Carter, 1986; Carter, 1993]. Considera-se, hoje, em contraste com o verificado há alguns anos, que a utilização de eco-Doppler com auto-correlação permite registos sobreponíveis aos obtidos por electrocardiografia, verificando-se, contudo, limitações de precisão em ambos os casos [Divon e cols., 1985; Fukushima e cols., 1985; Spencer e cols., 1987].

A definição da ponderação da VC no cálculo da FCF basal fundamentou-se em critérios estabelecidos a partir de ensaios levados a cabo num grupo de traçados típicos reservados para o desenvolvimento (*treino*) dos algoritmos e testado posteriormente em centenas de novos traçados.

A linha de base, usada como referência para identificação das acelerações e desacelerações, foi definida como a observada durante os períodos de *repouso* fetal. Ao contrário das linhas abstractas projectadas excessivamente para a detecção das acelerações e desacelerações, a linha correspondente à FCF basal é uma entidade com significado fisiopatológico. Além disso, permite também identificar *desvios* da FCF, ainda pouco valorizados clinicamente, embora com significado fisiopatológico diferente do das acelerações e desacelerações. Consideramos relevante a obtenção de algoritmos de processamento que determinam sempre a mesma FCF basal ao longo de um traçado independentemente do segmento seleccionado e do estágio fisiopatológico em que se encontra o feto, ao contrário do sucedido inicialmente quando, à

semelhança de outros autores, determinamos a FCF basal como a respectiva moda ou a média. Respeita-se, assim, o conhecimento de que a FCF basal se mantém constante ao longo do tempo, com oscilações que não ultrapassam determinados valores.

Poder-se-à criticar a representação da FCF basal por uma linha recta dadas as respectivas oscilações. Contudo, para efeitos práticos esta crítica não colhe em virtude desta solução admitir uma variação de FCF basal de mais ou menos 15 e 10 bpm, critérios adoptados, respectivamente, para a identificação das acelerações, desacelerações e *desvios prolongados* da FCF. A confusão entre linha de base e FCF basal dificulta a compreensão deste aspecto dadas as grandes oscilações a que a primeira pode estar sujeita quando comparada com a segunda.

Para o cálculo da VL respeitamos igualmente as normas da FIGO a partir de uma fórmula original [Parer e cols, 1985].

Os critérios para a identificação das acelerações e desacelerações são também os definidos pelas normas FIGO. Adoptou-se um método de detecção simples a partir da FCF basal.

Por vezes, acelerações consecutivas são tidas como uma única aceleração prolongada visto os algoritmos de processamento não preverem uma subida da linha de base em episódios com duração inferior a 90 segundos. Uma vez que os episódios referidos correspondem a períodos contínuos de hiper-actividade fetal bem definidos, que tanto são identificados pela presença de múltiplas acelerações consecutivas como pelo aparecimento de uma aceleração prolongada, não nos parece justificar-se o desenvolvimento de algoritmos mais complexos para ultrapassar esta situação (*Figuras 3.4, 3.5 e 3.13*).

A classificação das desacelerações é um assunto complexo sendo difícil encontrar consenso a este respeito. Pareceu-nos ser simples e suficiente valorizar apenas dois dos muitos critérios de classificação descritos: a relação cronológica das desacelerações com as contracções uterinas e a manutenção ou não dessa relação ao longo do traçado.

As contracções uterinas foram identificadas por métodos de análise do histograma e por detectores de amplitude e duração, semelhantes aos de outros autores, ajustados aos critérios da FIGO. Na nossa experiência, o principal problema quanto à identificação das contracções reside nos registos de má qualidade, não raros quando se usa tocodinamometria externa. A respectiva identificação automatizada nos traçados de boa qualidade nunca foi problemática.

Apesar dos resultados do processamento do cardiotocograma não parecerem depender da duração dos segmentos analisados quando superiores a 10 minutos, quanto mais longo for o segmento maior é a probabilidade de se definir correctamente a FCF basal, especialmente nos padrões do tipo D com períodos de FCF basal muito fugazes. Por isso, pode ser vantajoso calcular a FCF basal ao fim dos primeiros 10 minutos, actualizando-a daí em diante todos os 2 a 5 minutos com base nas frequências cumulativas dos valores da FCF.

O conjunto de critérios para o desenvolvimento de algoritmos de processamento do cardiotocograma, que apresentamos, fundamentados do ponto de vista fisiopatológico, permitem ultrapassar limitações dos sistemas de análise automatizada do cardiotocograma. Assim, conseguimos um sistema capaz de processar correctamente todo o tipo de padrões cardiotográficos, tanto no ante como do intra-parto, com os critérios FIGO, os quais para além de serem familiares a qualquer clínico, incorporam conhecimentos acumulados sobre cardiotocografia ao longo de mais de três décadas.

**4- VALIDADE INTERNA DA LEITURA
AUTOMATIZADA DO CARDIOTOCOGRAMA PELO
SISTEMA PORTO**

O objectivo deste capítulo é o estudo da validade interna da leitura automatizada do CTG, a partir dos algoritmos descritos no capítulo anterior, e do respectivo impacto na classificação dos traçados.

4.1- MATERIAL E MÉTODOS

4.1.1- População estudada

Seleccionaram-se, aleatoriamente, dentro dos traçados com boa qualidade de sinal, 33 cardiotocogramas, obtidos no Serviço de Obstetrícia do Hospital de S João.

Dos registos referidos, 16 foram adquiridos no ante-parto (9 gestações de alto risco), 9 no 1º período do parto (8 parturientes) e 8 no período expulsivo, (8 parturientes). As características gerais dos casos clínicos e dos traçados resumem-se nos quadros 4.1 e 4.2 e no Apêndice B.

Quadro 4.1: Número, duração e qualidade de sinal dos traçados do ante e intra-parto e dos respectivos segmentos incluídos no estudo de validade.

	Ante-parto	Intra-parto	
		1º período	2º período
Traçados			
<i>n</i>	16	9	8
duração (minutos)	41 (± 14)*	64 (± 21)*	51 (± 31)*
Segmentos			
<i>n</i>	32	28	32
duração (minutos)	20 (± 4)*	420 (± 3)*	19 (± 4)*
qualidade do sinal (%)§	99 (± 1)*	99 (± 2)*	94 (± 7)*

* Média (desvio padrão).

§ Ver definição no capítulo 3.

Quadro 4.2: Características dos casos clínicos correspondentes aos traçados analisados.

	Ante-parto		Intra-parto			
			1º período		2º período	
	<i>n</i>	<i>x</i> ($\pm$ SD)	<i>n</i>	<i>x</i> ($\pm$ SD)	<i>n</i>	<i>x</i> ($\pm$ SD)
Idade gestacional (semanas)	9	34 ($\pm$ 4)	5	40 ($\pm$ 1)	8	40 ($\pm$ 1)
Intervalo de tempo*	6	2 ($\pm$ 4)	5	8 ($\pm$ 7)	8	4 ($\pm$ 3)
Tipo de parto						
eutócico	2		2		6	
ventosa	0		0		2	
cesariana	7		3		0	
Apresentação fetal						
cefálica	8		5		8	
pélvica	1		0		0	
Índice de Apgar						
1º minuto	8	5 ($\pm$ 3)	5	9 ($\pm$ 1)	8	8 ($\pm$ 1)
5º minuto	8	8 ($\pm$ 1)	5	10 ($\pm$ 0)	8	10 ($\pm$ 0)
pH (artéria umbilical)	9	7,22 ($\pm$ 0,07)	4	7,21 ($\pm$ 0,05)	8	7,21 ($\pm$ 0,09)
Peso dos recém nascidos (g)	9	2416 ($\pm$ 844)	5	3160 ($\pm$ 253)	8	3433 ($\pm$ 317)
Mortes perinatais	1		0		0	

* Tempo entre o último traçado e o nascimento expresso em dias, no ante-parto e em horas e minutos, respectivamente, no 1º e no 2º períodos do intra-parto.

Foram excluídos do cálculo os traçados (2) com duração superior a 7 dias.

Para aquisição, arquivo e processamento dos traçados, utilizou-se o sistema Porto com um cardiotocógrafo convencional da marca Toitu MT 810-B. A FCF foi adquirida, no ante-parto, por eco-Doppler, com auto-correlação e, no intra-parto, por electrocardiograma com um eléctrodo tipo espiral da marca Toitu, que se procurou manter até ao nascimento. A actividade uterina foi avaliada por tocodinamometria externa e os movimentos fetais registados a partir da percepção materna. As grávidas permaneceram em decúbito lateral esquerdo durante a colheita dos traçados, no ante-parto, primeiro período do parto e início do período expulsivo, e em decúbito dorsal, na fase final deste. A velocidade do papel foi de 1 cm/min. Os registos do ante-parto totalizaram 670 minutos e os do intra-parto 981, com uma duração média de 41 (SD = 14) e 58 minutos (SD = 27), respectivamente.

As grávidas permaneceram em decúbito lateral esquerdo durante a colheita dos traçados, no ante-parto, primeiro período do parto e início do período expulsivo, e em decúbito dorsal, na fase final do período expulsivo.

De cada caso elaborou-se um ficheiro com dados materno-fetais e neonatais que incluiu, designadamente, os antecedentes maternos, os elementos da gestação actual com informação sistemática sobre a idade gestacional e a administração de fármacos, o tipo de parto e a avaliação do recém-nascido até à alta. Procedeu-se à avaliação do índice de Apgar ao 1º e 5º minuto. Após laqueação do cordão umbilical, no topo placentário e fetal, colheu-se sangue da artéria e veia umbilical para estudo do pH, pCO₂, pO₂, bicarbonatos e excesso de bases, segundo o protocolo do Serviço de Obstetrícia do Hospital de S. João.

4.1.2- Determinação da FCF basal

A três especialistas com reconhecida competência em cardiotocografia solicitou-se que indicassem, independentemente uns dos outros, a FCF basal, ± 5 bpm, de cada traçado e estudou-se a concordância dos resultados a que chegaram. Os referidos especialistas, que exercem a sua actividade em hospitais centrais universitários de Lisboa, Coimbra e Porto, não participaram em nenhuma fase do desenvolvimento dos algoritmos de processamento do Sistema Porto. Tiveram apenas acesso aos dados clínicos relevantes de cada caso até ao momento em que se colheram os traçados, e foram-lhes fornecidas instruções escritas detalhadas sobre os objectivos do trabalho e procedimentos a adoptar.

A FCF basal foi também determinada pelo sistema Porto, nos diferentes segmentos dos traçados analisados. Recordar-se que o este sistema processa segmentos com uma duração máxima de 20 minutos. Dentro de cada traçado, procedeu-se ao estudo da concordância entre as FCF basais determinadas em cada segmento. Para estudo da concordância entre os resultados fornecidos pelos 3 especialistas e o sistema Porto, utilizamos a média dos valores da FCF basal nos traçados em que os três especialistas foram concordantes e a média dos valores atribuídos a cada segmento analisado pelo sistema Porto, nos casos em que se verificou concordância interna entre estes.

4.1.3- Segmentação dos traçados

Os traçados foram segmentados pelos três especialistas referidos e, no caso do sistema Porto, com base nos algoritmos descritos no capítulo 3. A segmentação consistiu na divisão dos registos em linha de base da FCF (LB), acelerações (A), desacelerações (D), linha de base da actividade uterina (T) e contracções uterinas (CU). A LB foi classificada, de acordo com a variabilidade a longo prazo (VL), em normal (LBN), reduzida (LBR) ou aumentada (LBA). As desacelerações foram classificadas em precoces (DP) tardias (DT) e variáveis (DV). Classificaram-se com um *O* os segmentos que não corresponderam a nenhuma das categorias anteriores. Estabeleceu-se que seriam adoptadas as normas da FIGO e que se assinalasse o início e o fim de cada segmento com um traço vertical desenhado com uma régua. As instruções foram acompanhadas de um caso exemplo.

A segmentação visual dos CTGs decorreu em três voltas, (procedimento de Delphi [van Woerden, 1989a; Jongsma e cols., 1984]), a fim de encontrar a maior concordância possível entre a leitura dos diferentes observadores com a menor influência da opinião de uns sobre os outros. Na primeira volta, os especialistas segmentaram os traçados independentemente. Foi-lhes dado todo o tempo considerado necessário para a execução da tarefa proposta. De um a três meses depois o material foi devolvido para uma primeira análise dos resultados. A segunda volta iniciou-se com uma reunião de trabalho para avaliação crítica dos resultados da primeira e reafirmação dos objectivos e métodos. Cada especialista recebeu de forma anónima a segmentação determinada pelos outros dois, claramente assinalada nos respectivos traçados, e foi-lhe solicitado que confrontasse os seus próprios resultados com os dos outros, e que introduzisse as correcções que entendesse adequadas com vista à obtenção do consenso possível. Este procedimento foi também levado a cabo independentemente e sem limitações de tempo. Cerca de três meses mais tarde, o material foi devolvido para análise, após o que se realizou nova reunião trabalho para discussão e acerto final.

Quantificou-se o comprimento de cada segmento em milímetros, correspondendo cada milímetro a 6 segundos.

Os resultados das segmentações do CTG foram introduzidos numa folha de cálculo (Lotus 1-2-3). A folha de cálculo possibilitou, designadamente, a contagem do número e duração dos vários tipos de segmentos e a análise estatística.

A concordância entre especialistas foi analisada em todas as fases do estudo.

Avaliou-se também a concordância entre os resultados obtidos pelo sistema Porto e pela leitura final da unanimidade e da maioria dos especialistas. No referente à linha de base da FCF e das CU, a concordância foi avaliada com ponderação da duração dos segmentos. No respeitante às acelerações, desacelerações e contracções uterinas, a concordância foi avaliada com e sem ponderação das respectivas durações. Na análise da concordância relativa à duração dos segmentos desprezaram-se as diferenças entre os valores máximo e mínimo, atribuídos pelos especialistas aos extremos dos segmentos, desde que iguais ou inferiores a 2 milímetros. Para efeitos de análise, as acelerações, desacelerações e contracções uterinas contíguas, i. e., não separadas por linha de base, foram consideradas e analisadas como um só segmento.

4.1.4- Classificação dos traçados

A classificação dos CTGs, a partir das normas da FIGO, com auxílio de uma folha de cálculo impôs a quantificação de alguns aspectos que nas mesmas não são explícitos. A metodologia de optimização dos critérios de classificação dos traçados foi a que a seguir se descreve.

Optimização dos critérios de classificação dos traçados

População estudada

Dos 22 casos incluídos no estudo da validade interna, seleccionaram-se aqueles em que a apresentação era cefálica e que dispunham de um CTG adquirido a menos de 7 dias do nascimento. Foi excluído um caso do período expulsivo, com um traçado demasiado curto para ser classificado. Dos 19 casos obtidos, considerou-se apenas o último traçado. Foram estudados 7 traçados do ante-parto, 5 do primeiro período do parto e 7 do período expulsivo. O tempo médio decorrido entre os traçados e o nascimento foi de 2 dias (SD = 4), no ante-parto, de 8 horas (SD = 7), no primeiro período do parto e de 4 minutos (SD = 3 minutos), no período expulsivo. Os casos referentes ao ante-parto terminaram por cesariana electiva (5 casos) e parto eutócico (1 caso de morte fetal). Nos restantes, correspondentes a parturientes no 1º período do trabalho de parto, registaram-se 2 partos eutócicos e 3 cesarianas, e nos referentes ao período expulsivo, 6 partos eutócicos e 2 partos com ventosa.

Optimização

Avaliaram-se diferentes critérios de classificação quantitativa dos traçados com base em dados da literatura e na teoria do método das *receiving operating*

curves (ROC) [Buekens & Kaminski, 1988; Goldman, 1991; Mohide & Grant, 1989], considerando diversas classificações dos parâmetros perinatais (*gold standards*). Adoptaram-se os critérios com que deram lugar à melhor concordância entre a classificação dos traçados, obtida com auxílio de uma folha de cálculo (Lotus 1-2-3) a partir da segmentação final dos especialistas, e dos parâmetros perinatais.

Gold standards

Os parâmetros perinatais considerados - morte perinatal ou convulsões por asfixia, índice de Apgar e pH do sangue da artéria umbilical - classificaram-se como normais, suspeitos e patológicos. A selecção dos critérios adoptados decorreu das indicações dadas pela literatura sobre relação dos parâmetros neonatais com o prognóstico infantil a curto e longo prazo e do princípio de que a probabilidade de uma ocorrência ser significativa aumenta quando outra, com elevada probabilidade de ser significativa se lhe associa [Dennis e cols., 1989; Dijkhoorn e cols., 1987; Huisjes & Hadder- Algra, 1989; Lafeber, 1992; Painter e cols., 1978; Painter e cols., 1988; Saling & Langner, 1989; Spencer, 1989; Winkler e cols., 1991].

Classificação final dos traçados

Para o estudo do impacto da segmentação dos CTGs pelo sistema Porto na respectiva classificação, os traçados, foram classificados de acordo com a seguinte metodologia:

A) pelos especialistas, contemporânea com a primeira leitura dos traçados, de acordo com as normas da FIGO;

B) com auxílio de uma folha de cálculo (Lotus 1-2-3), de acordo com os resultados do estudo de optimização (Quadros 4.13 e 4.14), a partir da:

- B.1) segmentação inicial dos especialistas,
- B.2) segmentação final dos especialistas,
- B.3) segmentação pelo sistema Porto.

Avaliou-se a concordância interna dos resultados fornecidos pelos métodos A, B.1 e B.2, acima referidos. Estudou-se ainda a concordância entre a classificação obtida pelo sistema Porto e pela leitura final dos especialistas (métodos B.2 e B.3).

No Apêndice B, apresentam-se os dados clínicos mais relevantes e os últimos traçados de cada caso segmentados após a leitura final dos especialistas e pelo sistema Porto. Resumem-se as classificações obtidas na primeira leitura dos

especialistas e a partir do sistema Porto e os dados relativos ao parto e ao recém-nascido.

4.1.5- Análise estatística

Considerou-se significativa a concordância entre os três especialistas, no que se refere à FCF basal de cada traçado, quando o desvio padrão foi inferior a 6 bpm. Da mesma forma, considerou-se significativa a concordância interna do sistema Porto no que se refere à FCF basal de cada traçado, quando o desvio padrão dos valores atribuídos a cada segmento em que foi decomposto o traçado foi inferior a 6 bpm.

Para avaliação da concordância entre os resultados fornecidos pelos 3 especialistas e o sistema Porto, no que respeita à FCF basal, recorremos ao método dos *limites de concordância* descrito por Bland e Altman [Bland & Altman, 1986] utilizando a média dos valores da FCF basal nos traçados em que os três especialistas foram concordantes e a média dos valores atribuídos a cada segmento analisado pelo sistema Porto, nos casos em que se verificou concordância interna entre estes.

A concordância da segmentação e classificação dos traçados foi avaliada pelo método das *proporções de concordância*, calculadas com um intervalo de confiança de 95 %, descrito por Grant. Considerou-se significativa a proporção de concordância cujo intervalo de confiança de 95 % não incluiu um valor igual ou inferior a 50 % [Grant JM, 1991]. Calcularam-se também as *percentagens de concordância* da segmentação do sistema Porto com a dos especialistas que foram definidas como a percentagem dos segmentos classificados de determinada forma pelos especialistas, ponderados ou não pela respectiva duração, aos quais foi atribuída a mesma classificação pelo sistema Porto.

A concordância para além do acaso foi avaliada por meio da estatística k. Consideraram-se os valores de k superiores a 0,75, compreendidos entre 0,40 e 0,75 e inferiores a 0,40 indicadores de concordância para além do acaso, excelente, razoável a boa e má, respectivamente [Donker, 1991].

A sensibilidade, especificidade e valores preditivos dos CTGs foram calculados com intervalos de confiança de 95 % [Mohide & Grant, 1989; Altman & Gardner, 1992].

4.2- RESULTADOS

4.2.1- FCF basal

No respeitante à FCF basal, as concordâncias entre os especialistas foram significativas em 100% dos casos (*figuras 4.1 e 4.2*). De salientar que o desvio padrão médio foi de, respectivamente, 0,95 e 1,9, no ante e intra-parto.

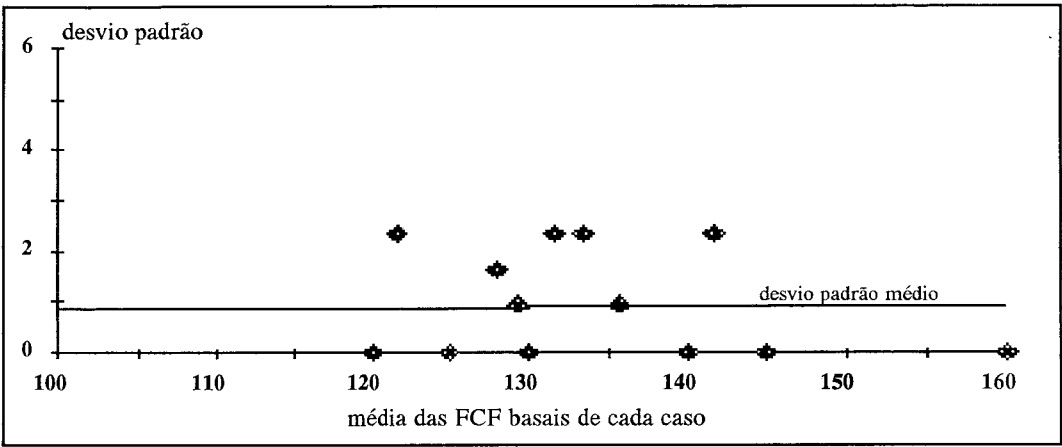


Figura 4.1: Representação dos desvios padrões em relação às médias das linhas de base determinadas pelos especialistas em cada caso, no ante-parto.

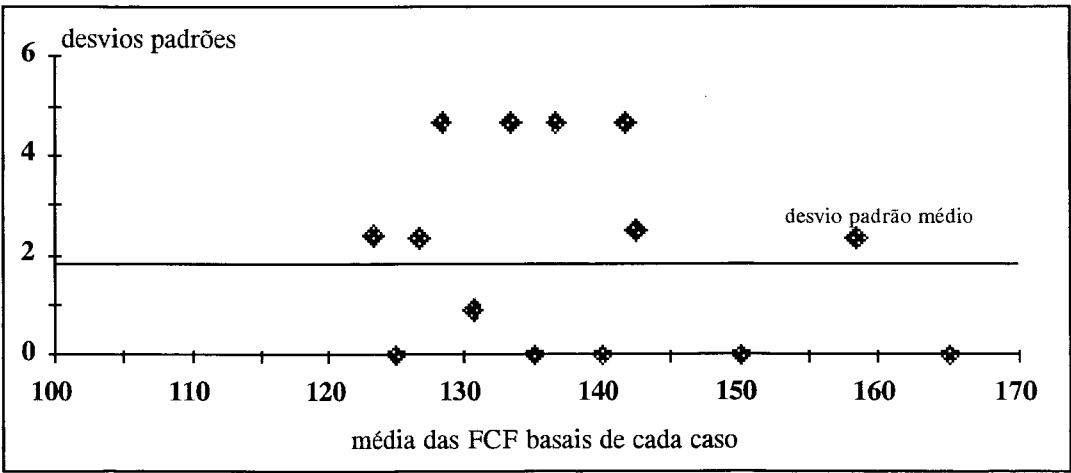


Figura 4.2: Representação dos desvios padrões em relação às médias das linhas de base determinadas pelos especialistas em cada caso, no intra-parto.

Quanto ao sistema Porto, a análise de concordância entre os valores determinados nos diferentes segmentos em que foi decomposto cada traçado, mostrou discordância nos casos AR e FMCS, do ante e intra-parto, respectivamente (*figuras 4.3 e 4.4*). Nos restantes casos, a análise de concordância registou desvios padrões médios de 1,6 e 2,5, no ante e intra-parto, respectivamente.

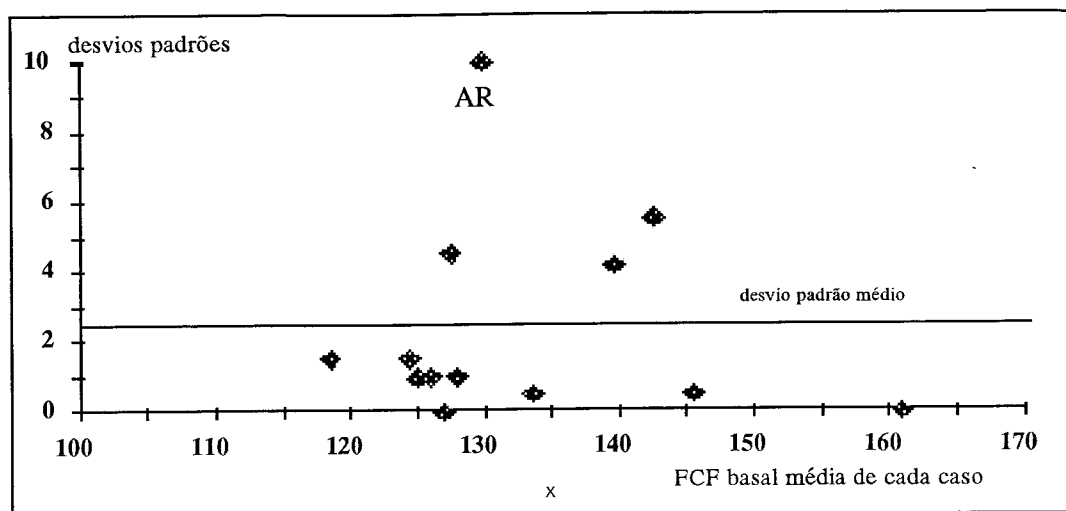


Figura 4.3: Representação dos desvios padrões em relação às médias das linhas de base determinadas em cada segmento de cada caso analisados pelo sistema Porto, no ante-parto.

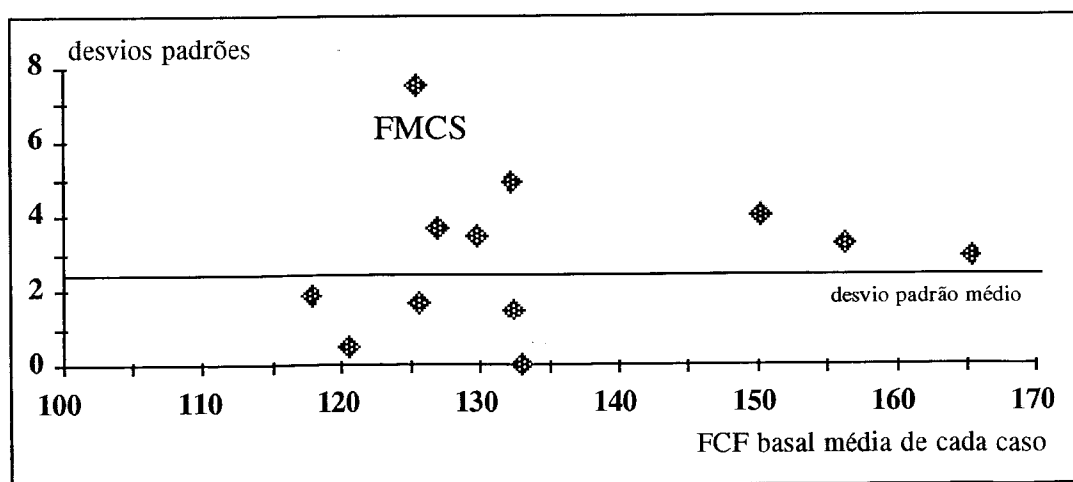


Figura 4.4: Representação dos desvios padrões em relação às médias das linhas de base determinadas em cada segmento de cada caso analisados pelo sistema Porto, no intra-parto.

A análise de concordância entre a média dos valores da FCF basal atribuídos a cada CTG pelo sistema Porto e pelos especialistas (com exclusão dos casos AR e FMCS já referidos) foi significativa em 100% dos casos, registando-se uma diferença média de 0,9 e 2,1 bpm, no ante e intra-parto, respectivamente (figuras 4.5 e 4.6).

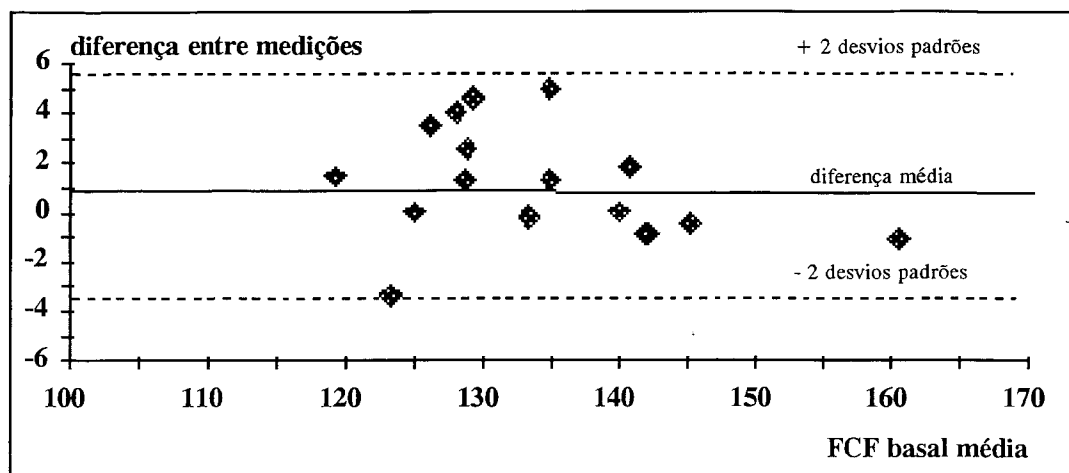


Figura 4.5: Representação das diferenças entre os valores das linhas de base determinadas, em cada caso do ante-parto, pelos especialistas e pelo sistema Porto, em relação à média. Indicação da média das diferenças ± 2 desvios padrões.

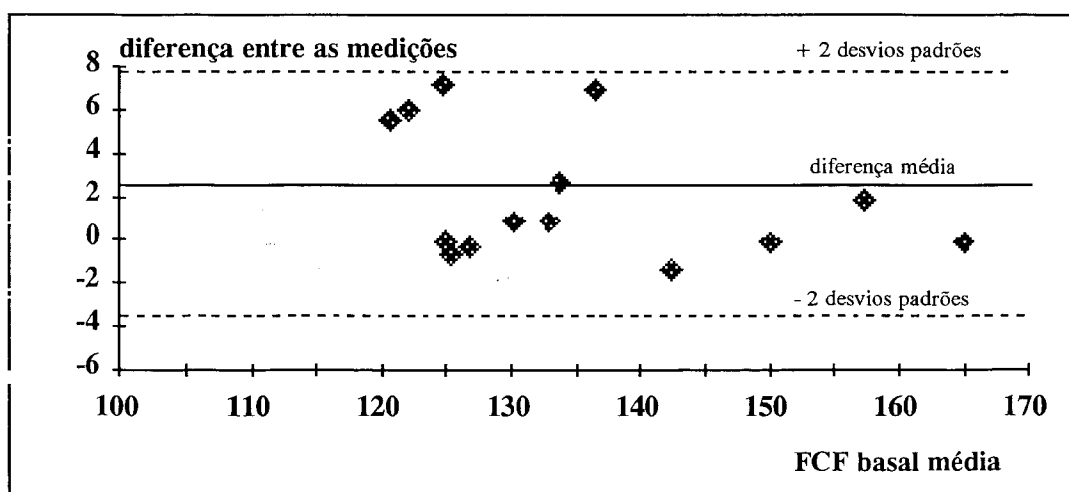


Figura 4.6: Representação das diferenças entre os valores das linhas de base, determinadas em cada caso do intra-parto, pelos especialistas e pelo sistema Porto, em relação à média. Indicação da média das diferenças ± 2 desvios padrões.

4.2.2- Segmentação

Ante-parto

Concordância entre especialistas

A concordância global para além do acaso, entre os especialistas, obtida no final da primeira volta, foi razoável a boa no referente à FCF ($k = 0,48$). Apesar de no respeitante às D se ter revelado inaceitável, a proporção de concordância relativa à duração das A foi de 0,50 com um IC 95 % de 0,48-0,52. A concordância global para além do acaso foi má para actividade uterina ($k = 0,35$) contrastando com as proporções de concordância obtidas para a T e as CU que foram significativas. A concordância obtida no final do estudo, foi significativa, tanto globalmente como no relativo aos diferentes segmentos ponderados pela sua duração (Quadro 4.3).

Quadro 4.3: Concordância, no ante-parto, entre especialistas, após as leituras inicial e final.

	leitura inicial		leitura final	
	pc (IC 95%) *	k**	pc (IC 95%)*	k**
<i>FCF</i>				
linha de base	0,77 (0,76- 0,77)	0,48	0,89 (0,88- 0,89)	0,70
acelerações	0,50 (0,48- 0,52)		0,62 (0,61- 0,64)	
desacelerações	0,29 (0,27- 0,31)		0,53 (0,51-0,56)	
<i>Actividade uterina</i>				
linha de base	0,73 (0,72- 0,74)	0,35	0,89 (0,88- 0,89)	0,69
contrações	0,29 (0,27- 0,31)		0,79 (0,77-0,81)	

* proporção de concordância (intervalo de confiança de 95%)

** estatística kapa

Concordância entre sistema Porto e especialistas

Nos quadros 4.4A e 4.4B, apresentam-se os resultados dos estudos de concordância entre o sistema Porto e os especialistas, no que respeita às **A**, **D** e **CU**, sem ponderação da respectiva duração. No primeiro, consideram-se os resultados unânimes dos especialistas. Os dados sugerem uma boa concordância mas os intervalos de confiança de 95 % são demasiado amplos. No segundo quadro, considera-se a opinião maioritária dos especialistas. A concordância foi significativa quanto às **A** e **CU**. Quanto às **D**, a proporção de concordância foi de 0,52, com um intervalo de confiança de 95 % de 0,35 a 0,72.

Quadro 4.4A: Número total de segmentos identificados, no ante-parto, pelo sistema Porto pela *unanimidade* dos especialistas, após a leitura final, e por ambos. Concordância entre sistema Porto e especialistas.

	sistema Porto	especialistas	ambos	pc (IC 95%) *	% conc **
	<i>n</i>	<i>n</i>	<i>n</i>		
acelerações	56	52	70	0,54 (0,43- 0,66)	73
desacelerações	18	14	21	0,52 (0,31- 0,74)	79
contrações	58	42	63	0,59 (0,47- 0,71)	88

* proporção de concordância (intervalo de confiança de 95 %)

** percentagem de concordância (ver definição no texto)

Quadro 4.4B: Número total de segmentos identificados, no ante-parto, pelo sistema Porto pela *maioria* dos especialistas, após a leitura final, e por ambos. Concordância entre sistema Porto e especialistas.

	sistema Porto	especialistas	ambos	pc (IC 95%) *	% conc **
	<i>n</i>	<i>n</i>	<i>n</i>		
acelerações	73	72	90	0,61 (0,51- 0,71)	76
desacelerações	22	21	28	0,52 (0,35- 0,72)	79
contrações	62	48	67	0,64 (0,53- 0,76)	90

* proporção de concordância (intervalo de confiança de 95 %)

** percentagem de concordância (ver definição no texto)

Nos Quadros 4.5A e 4.5B, apresentam-se os resultados do estudo da concordância entre o sistema Porto e a opinião especialistas, no que respeita às A, D e CU, com ponderação da respectiva duração. No primeiro, considera-se a opinião unânime dos especialistas. A concordância foi significativa quanto à LB, à T e às CU. No tocante às A e D as proporções de concordância foram, de 0,47 e 0,55, com intervalos de confiança de 95 % de 0,44 a 0,51 e de 0,48 a 0,61, respectivamente.

Quadro 4.5A: Segmentos, ponderados pela respectiva duração, identificados, no ante-parto, pelo sistema Porto pela unanimidade dos especialistas, após a leitura final, e por ambos. Concordância entre sistema Porto e especialistas.

	sistema Porto <i>n</i> [#]	especialistas <i>n</i> [#]	ambos <i>n</i> [#]	pc (IC 95%) *	% conc **	k***
FCF						
linha de base	3997	4136	5320	0,88 (0,87- 0,89)	92	0,68
acelerações	662	543	698	0,47 (0,44- 0,51)	71	
desacelerações	194	174	218	0,55 (0,48- 0,61)	75	
Actividade uterina						
linha de base	4618	4912	4971	0,92 (0,91- 0,92)	93	0,67
contrações	866	572	925	0,55 (0,52- 0,59)	90	

* proporção de concordância (intervalo de confiança de 95%)

** percentagem de concordância

*** estatística *kapa*

n[#] expresso em milímetros (ver explicação no texto)

No Quadro 4.5B, onde se considera a opinião maioritária dos especialistas, verifica-se que a concordância entre estes e o computador foi significativa quanto à **LB**, à **T**. No tocante às **A**, **D** e **CU** as proporções de concordância foram, de 0,47 a 0,52, tendo os intervalos de confiança de 95% sido demasiado amplos para se tirarem conclusões definitivas.

Quadro 4.5B: Segmentos, ponderados pela respectiva duração, identificados, no ante-parto, pelo sistema Porto pela maioria dos especialistas, após a leitura final, e por ambos. Concordância entre sistema Porto e especialistas.

	sistema Porto	especialistas	ambos	pc (IC 95%) *	% conc **	k***
	<i>n</i> [#]	<i>n</i> [#]	<i>n</i> [#]			
FCF						
linha de base	4379	4453	4660	0,86 (0,85- 0,87)	91	0,62
acelerações	834	736	1032	0,52 (0,49- 0,55)	73	
desacelerações	289	313	403	0,49 (0,44- 0,54)	64	
Actividade uterina						
linha de base	4906	5303	5362	0,90 (0,90- 0,91)	91	0,62
contrações	969	572	1028	0,50 (0,47- 0,53)	90	

* proporção de concordância (intervalo de confiança de 95%)

** percentagem de concordância

*** estatística *kapa*

n[#] expresso em milímetros (ver explicação no texto)

Nos Quadros 4.6A e 4.6B, apresentam-se os resultados do estudo da concordância entre o sistema Porto e a opinião unânime e maioritária dos especialistas, no que respeita à classificação da **VL** e das **D**, com ponderação da respectiva duração. A concordância foi significativa quanto à **LBN** e **LBR**. A duração total das **LBA** foi de 48 segundos pelo que não se analisou este parâmetro. No tocante às **D**, as proporções de concordância oscilaram entre 0,35 e 0,50, com intervalos de confiança de 95% de 0,25 a 0,45 e de 0,37 a 0,63, respectivamente.

Quadro 4.6A: Tipos de linha de base da FCF e de desacelerações, *ponderados pela respectiva duração*, identificados, no ante-parto, pelo sistema Porto, pela *unanimidade* dos especialistas, após a leitura final, e por ambos. Concordância entre sistema Porto e especialistas.

	sistema Porto	especialistas	ambos	pc (IC 95%) *	% conc **	k***
	<i>n</i> [#]	<i>n</i> [#]	<i>n</i> [#]			
Variabilidade da linha de base						
normal	2989	2779	3035	0,90 (0,90- 0,91)	99	0,81
reduzida	975	1141	1167	0,81 (0,79- 0,84)	87	
aumentada	46	90	121	0,12 (0,06- 0,18)	17	
Desacelerações						
variáveis	115	39	115	0,34 (0,25- 0,43)	100	0,12
tardias	29	49	64	0,22 (0,12- 0,32)	71	
precoces	0	56	56	-	-	

* proporção de concordância (intervalo de confiança de 95%)

** percentagem de concordância

*** estatística *kapa*

n[#] expresso em milímetros (ver explicação no texto)

Quadro 4.6B: Tipos de linha de base da FCF e de desacelerações, *ponderados pela respectiva duração*, identificados, no ante-parto, pelo sistema Porto pela *maioria* dos especialistas, após a leitura final, e por ambos. Concordância entre sistema Porto e especialistas.

	sistema Porto <i>n</i> [#]	especialistas <i>n</i> [#]	ambos <i>n</i> [#]	pc (IC 95%) *	% conc **	k***
Variabilidade da linha de base						
normal	2500	2383	2531	0,93 (0,92- 0,94)	99	0,84
reduzida	917	1041	1052	0,86 (0,84- 0,88)	87	
aumentada	27	20	47	-	-	
Desacelerações						
variáveis	85	30	85	0,35 (0,25- 0,45)	100	0,26
tardias	29	28	42	0,50 (0,37- 0,53)	67	
precoces	0	56	56	-	-	

* proporção de concordância (intervalo de confiança de 95%)

** percentagem de concordância (ver definição no texto)

*** estatística *kapa*

n[#] expresso em milímetros (ver explicação no texto)

Intra-parto

Concordância entre especialistas

No Quadro 4.7 apresentam-se os resultados do estudo de concordância entre os especialistas no intra-parto após as leituras inicial e final do estudo. A concordância global para além do acaso obtida no final da primeira volta, foi razoável a boa para a FCF ($k = 0,50$). Apesar disso, a proporção de concordância relativa à duração das **D** não foi significativa. A concordância global para além do acaso foi razoável para actividade uterina ($k = 0,44$) e verificou-se concordância significativa no que respeita à **T** e às **CU**. A concordância obtida no final do estudo, foi significativa, tanto globalmente como no relativo aos diferentes segmentos.

Quadro 4.7: Concordância entre especialistas, no intra-parto, após as leituras inicial e final.

	leitura inicial		leitura final	
	pc (IC 95%) *	k**	pc (IC 95%)*	k**
FCF				
linha de base	0,73 (0,73- 0,74)	0,50	0,86 (0,86- 0,87)	0,75
acelerações	0,52 (0,50- 0,53)		0,70 (0,68- 0,71)	
desacelerações	0,39 (0,37- 0,40)		0,61 (0,60-0,63)	
Actividade uterina				
linha de base	0,52 (0,51- 0,53)	0,44	0,86 (0,86- 0,87)	0,80
contrações	0,65 (0,64- 0,66)		0,85 (0,85- 0,86)	

* proporção de concordância (intervalo de confiança de 95%)

** estatística *kapa*

Concordância entre sistema Porto e especialistas

Nos quadros 4.8A e 4.8B, apresentam-se os resultados do estudo da concordância entre o sistema Porto e a opinião dos especialistas, no que respeita às A, D e CU, sem ponderação da respectiva duração. No primeiro quadro, consideram-se os resultados unânimes dos especialistas observando-se concordância significativa. No segundo, consideram-se os resultados maioritários dos especialistas. A concordância foi significativa quanto às A e CU. Quanto às D, a proporção de concordância foi de 0,59, com um intervalo de confiança de 95 % de 0,48 a 0,69.

Quadro 4.8A: Número total de segmentos identificados, no intra-parto, pelo sistema Porto pela *unanimidade* dos especialistas, após a leitura final, e por ambos. Concordância entre sistema Porto e especialistas.

	sistema Porto	especialistas	ambos	pc (IC 95%) *	% conc **
	<i>n</i>	<i>n</i>	<i>n</i>		
acelerações	90	102	122	0,75 (0,66- 0,83)	80
desacelerações	53	54	65	0,67 (0,56- 0,79)	80
contrações	265	270	285	0,88 (0,84- 0,92)	88

* proporção de concordância (intervalo de confiança de 95%)

** percentagem de concordância (ver definição no texto)

Quadro 4.8B: Número total de segmentos identificados, no intra-parto, pelo sistema Porto pela *maioria* dos especialistas, após a leitura final, e por ambos. Concordância entre sistema Porto e especialistas.

	sistema Porto	especialistas	ambos	pc (IC 95%) *	% conc **
	<i>n</i>	<i>n</i>	<i>n</i>		
acelerações	110	114	136	0,67 (0,59- 0,75)	79
desacelerações	63	72	84	0,59 (0,48- 0,69)	69
contrações	284	297	311	0,89 (0,86- 0,92)	91

* proporção de concordância (intervalo de confiança de 95%)

** percentagem de concordância (ver definição no texto)

Nos quadros 4.9A e 4.9B, apresentam-se os resultados do estudo da concordância entre o sistema Porto e a opinião especialistas, no que respeita às **LB, A, D, T e CU**, com ponderação da respectiva duração. No primeiro quadro, consideram-se os resultados unânimes dos especialistas. Verificou-se concordância significativa entre o computador e os especialistas.

No quadro 4.9B, onde se considera os resultados maioritários dos especialistas, verifica-se que a concordância entre o computador e os especialistas foi significativa no que respeita às **LB, A, T e CU**. Quanto às **D**, a proporção de concordância foi de 0,51, com um intervalo de confiança de 0,48 a 0,54.

Quadro 4.9A: Segmentos, *ponderados pela respectiva duração*, identificados, no intra-parto, pelo sistema Porto pela *unanimidade* dos especialistas, após a leitura final, e por ambos. Concordância entre sistema Porto e especialistas.

	sistema Porto	especialistas	ambos	pc (IC 95%) *	% conc **	k***
	<i>n#</i>	<i>n#</i>	<i>n#</i>			
FCF						
linha de base	5082	4932	5207	0,87 (0,86- 0,88)	92	0,72
acelerações	1005	1062	1492	0,61 (0,58- 0,64)	74	
desacelerações	536	629	719	0,62 (0,58- 0,66)	71	
Actividade uterina						
linha de base	4468	4804	5053	0,83 (0,82- 0,84)	88	0,79
contrações	3931	3595	4190	0,80 (0,78- 0,81)	83	

* proporção de concordância (intervalo de confiança de 95%)

** percentagem de concordância (ver definição no texto)

*** estatística *kapa*

n# expresso em milímetros (ver explicação no texto)

Quadro 4.9B: Segmentos, *ponderados pela respectiva duração*, identificados, no intra-parto, pelo sistema Porto pela *maioria* dos especialistas, após a leitura final, e por ambos. Concordância entre sistema Porto e especialistas.

	sistema Porto	especialistas	ambos	pc (IC 95%) *	% conc **	k***
	<i>n#</i>	<i>n#</i>	<i>n#</i>			
FCF						
linha de base	6055	5919	6470	0,81 (0,80- 0,82)	91	0,62
acelerações	1321	1224	1671	0,52 (0,50- 0,55)	71	
desacelerações	707	940	1094	0,51 (0,48- 0,54)	59	
Actividade uterina						
linha de base	4861	5206	5949	0,80 (0,79- 0,81)	86	0,75
contrações	4365	4020	4418	0,76 (0,75- 0,76)	91	

* proporção de concordância (intervalo de confiança de 95%)

** percentagem de concordância (ver definição no texto)

*** estatística *kapa*

n# expresso em milímetros (ver explicação no texto)

Os quadros 4.10A e 4.10B, correspondem ao estudo da concordância entre o sistema Porto e os resultados unânicos e maioritários da leitura visual, respectivamente, no que respeita à classificação da **VL** e das **D**, com ponderação da respectiva duração. No que respeita os resultados unânicos, a concordância foi boa quanto à **LBN** e **LBR**. A duração total das **LBA** foi de 7 segundos pelo que não se analisou este parâmetro. No tocante às **DV**, a concordância foi significativa. Quanto às **DT** a proporção de concordância foi de 0,50, com um intervalo de confiança de 95% de 0,37 a 0,63. No que se refere aos resultados maioritários da leitura visual, a concordância foi significativa quanto à **LBN** e **LBR**. A duração total das **LBA** foi de 21 segundos pelo que não se analisou este parâmetro. No tocante às **DV**, a concordância foi significativa e não significativa quanto às **DT**.

Quadro 4.10A: Tipos de linha de base da FCF e de desacelerações, *ponderados pela respectiva duração*, identificados, no intra-parto, pelo sistema Porto, pela *unanimidade* dos especialistas, após a leitura final, e por ambos. Concordância entre sistema Porto e especialistas.

	sistema Porto	especialistas	ambos	pc (IC 95%) *	% conc **	k***
	n#	n#	n#			
Variabilidade da linha de base						
normal	3128	3264	3429	0,86 (0,85- 0,88)	91	0,66
reduzida	907	811	1080	0,59 (0,56- 0,62)	79	
aumentada	40	0	40	-	-	
Desacelerações						
variáveis	203	163	230	0,59 (0,53- 0,65)	83	0,09
tardias	27	0	27	-	-	
precoces	0	67	67	-	-	

* proporção de concordância (intervalo de confiança de 95%)

** percentagem de concordância (ver definição no texto)

*** estatística *kapa*

n# expresso em milímetros (ver explicação no texto)

Quadro 4.10B: Tipos de linha de base da FCF e de desacelerações, *ponderados pela respectiva duração*, identificados, no intra-parto, pelo sistema Porto, pela *maioria* dos especialistas (após a leitura final) e por ambos. Concordância entre sistema Porto e especialistas.

	sistema Porto	especialistas	ambos	pc (IC 95%) *	% conc **	k***
	n#	n#	n#			
Variabilidade da linha de base						
normal	3907	3866	4341	0,79 (0,78- 0,80)	89	0,48
reduzida	12272	1351	1750	0,50 (0,48- 0,52)	65	
aumentada	83	45	56	0,36 (0,26- 0,46)	76	
Desacelerações						
variáveis	487	350	396	0,57 (0,53- 0,61)	86	0,70
tardias	47	111	148	0,07 (0,02- 0,11)	9	
precoces	9	82	91	-	-	

* proporção de concordância (intervalo de confiança de 95%);

** percentagem de concordância (ver texto)

*** estatística *kapa*

n# expresso em milímetros (ver explicação no texto)

Ante e intra-parto

Concordância entre sistema Porto e especialistas

O Quadro 4.11A, mostra que a concordância entre o sistema Porto e os resultados globais (ante e intra-parto), unânimes e majoritários, da leitura visual, no que respeita às **A**, **D** e **CU**, sem ponderação da respectiva duração, foi significativa. A título informativo mostra-se também a concordância do sistema Porto com pelo menos um especialista. No quadro 4.11B, verifica-se que a concordância entre o sistema Porto e a opinião, unânime e majoritária, da leitura visual, no que respeita às **LB**, **A**, **D**, **T** e **CU**, com ponderação da respectiva duração, foi significativa.

Quadro 4.11A: Concordância global (ante e intra-parto) entre o sistema Porto e a unanimidade, a maioria e pelo menos um especialista, após a última leitura. Porto no que respeita ao número de acelerações, desacelerações e contracções.

	unanimidade		maioria		pelo menos um	
	pc (IC 95%)*	%conc**	pc (IC 95%)	% conc	pc (IC 95%)	%con
acelerações	0,67 (0,60- 0,64)	78	0,75 (0,66- 0,83)	80	0,74(0,68-0,80)	82
desacelerações	0,64 (0,53- 0,74)	80	0,67 (0,56- 0,79)	80	0,67 (0,58-0,76)	80
contracções	0,82 (0,78- 0,86)	92	0,83 (0,79- 0,87)	92	0,86 (0,82-0,89)	93

* proporção de concordância (intervalo de confiança);

** percentagem de concordância (ver texto)

Quadro 4.11B: Concordância global (ante e intra-parto) entre o sistema Porto e a unanimidade, a maioria e pelo menos um especialista, após a última leitura. Porto no que respeita ao número de acelerações, desacelerações e contracções.

	unanimidade		maioria		pelo menos um	
	pc (IC 95%)*	%conc**	pc (IC 95%)	% conc	pc (IC 95%)	%con
FCF						
linha de base	0,87 (0,86- 0,88)	93	0,83 (0,82- 0,84)	91	0,88 (0,87-0,89)	93
acelerações	0,56 (0,54- 0,58)	73	0,52 (0,50- 0,54)	72	0,61 (0,59-0,63)	78
desacelerações	0,60 (0,57- 0,63)	72	0,50 (0,48- 0,53)	60	0,68 (0,65-0,70)	78
Actividade uterina						
linha de base	0,87 (0,87- 0,88)	90	0,85 (0,84- 0,86)	89	0,89 (0,87-0,89)	91
contracções	0,75 (0,74- 0,76)	92	0,71 (0,70- 0,73)	90	0,77 (0,76-0,78)	93

* proporção de concordância (intervalo de confiança);

** percentagem de concordância (ver texto).

No quadro 4.12, observa-se que, no respeitante aos resultados da leitura visual, a concordância foi significativa quanto à **LBN** e **LBR**. Quanto à **LBA**, a prevalência deste segmento no que respeita a opinião unânime da leitura visual foi de 7 segundos pelo que não se analisou este parâmetro. Contudo, a concordância entre os resultados do sistema Porto e a opinião maioritária dos especialistas foi inaceitável. A título informativo, mostra-se que considerando a melhor concordância entre o sistema Porto e os resultados de pelo menos um especialista, a proporção de concordância foi de 0,52 com IC 95% de 0,45 a 0,60. No tocante às **DV**, as proporções de concordância foram de 0,53 com IC de 95% de 0,47 a 0,58. A título informativo, mostra-se que considerando a melhor concordância entre o sistema Porto e os resultados de pelo menos um especialista, a concordância foi significativa. Quanto às **DT** as proporções de concordância não foram significativas.

Quadro 4.12: Concordância global (ante e intra-parto) entre o sistema Porto e a unanimidade, a maioria e pelo menos um especialista, após a última leitura. Porto no que respeita ao número de acelerações, desacelerações e contracções.

	unanimidade		maioria		pelo menos um	
	pc (IC 95%)*	%conc**	pc (IC 95%)	% conc	pc (IC 95%)	%con
Variabilidade da linha de base						
normal	0,89 (0,88- 0,90)	94	0,85 (0,84- 0,85)	93	0,88 (0,88-0,89)	95
reduzida	0,72 (0,71- 0,74)	83	0,62 (0,61- 0,64)	73	0,71 (0,69-0,73)	79
aumentada	-	-	0,30 (0,23- 0,36)	36	0,52 (0,45-0,60)	59
Classificação das desacelerações						
variáveis	0,53 (0,47- 0,58)	86	0,53 (0,49- 0,57)	88	0,68 (0,65-0,71)	90
tardias	0,25 (0,13- 0,37)	66	0,11 (0,07- 0,16)	15	0,17 (0,11-0,24)	33
precoces	-	-	-	-	-	-

* proporção de concordância (intervalo de confiança); ** percentagem de concordância (ver texto)

4.2.3- Classificação

Optimização dos critérios de classificação

Nos quadros 4.13 e 4.14 apresentam-se os critérios de classificação das desacelerações e dos traçados após o estudo de optimização.

Quadro 4.13: Critérios de classificação de desacelerações, após o estudo de optimização.

Desacelerações	
<i>repetitivas</i>	- soma das respectivas durações superior a 50 % da duração do traçado ou
	- associadas a mais de 80 % das contracções
<i>prolongadas</i>	- duração > 2 min
<i>graves</i>	- duração > 5 min

Quadro 4.14: Critérios de classificação dos traçados, após o estudo de optimização.

Traçados	
<i>normais</i>	- $110 \leq \text{FCF basal} \leq 150$ - pelo menos 2 acelerações em 40 minutos - variabilidade a longo prazo normal em pelo menos 50 % do traçado - ausência de desacelerações repetitivas, prolongadas e graves
<i>suspeitos</i>	- ausência de pelo menos um dos critérios de traçado normal
<i>patológicos</i>	- ausência de 3 dos critérios de traçado normal ou - $100 > \text{FCF basal} > 170$ ou - variabilidade a longo prazo reduzida durante mais de 40 minutos ou - bradicardia transitória (duração superior a 10 minutos) ou - padrão sinusoidal

Nos quadros 4.15A e 4.15B agrupam-se os critérios de classificação dos parâmetros neonatais e a classificação do prognóstico do recém-nascido após o estudo de otimização.

Quadro 4.15A: Classificação dos parâmetros neonatais (índice de Apgar e pH do sangue da artéria umbilical) após o estudo de otimização.

	índice de Apgar		pH da artéria umbilical
	1º minuto	5º minuto	
<i>A</i>	> 6	> 8	> 7,24
<i>B</i>	4- 6	6- 8	7,10- 7,24
<i>C</i>	2-3	4- 5	< 7,10
<i>D</i>	<2	< 4	< 7,00

Quadro 4.15B: Classificação do prognóstico do recém-nascido, após o estudo de otimização.

Estado do recém nascido	
<i>normal</i>	- presença de 2 parâmetros <i>A</i> e ausência de parâmetros <i>C</i> e <i>D</i>
<i>suspeito</i>	- presença de 2 parâmetros <i>B</i> ou de 1 <i>C</i> e ausência de parâmetros <i>D</i>
<i>patológico</i>	- presença de 2 parâmetros <i>D</i> ou de 1 <i>D</i> ou de convulsões neonatais

Classificação final

No quadro 4.16 agrupam-se os resultados do estudo das concordâncias entre especialistas quanto à classificação dos CTGs. A concordância foi significativamente maior entre as classificações obtidas a partir da segmentação final do que das iniciais. De salientar que, apesar dos valores de *k*, só se observam proporções de concordância significativos nas classificações obtidas a partir da segmentação final dos especialistas, no que se refere a traçados suspeitos e patológicos.

Quadro 4.16: Concordância na classificação dos traçados pelos especialistas, contemporânea com a primeira leitura e com auxílio de uma folha de cálculo, a partir da leitura inicial e final.

	sem folha de cálculo		com folha de cálculo			
	1ª leitura		1ª leitura		leitura final	
	pc (IC 95%) *	k**	pc (IC 95%) *	k**	pc (IC 95%)*	k**
Traçados						
normais	0,56 (0,47- 0,67)	0,44	0,72 (0,64- 0,80)	0,55	0,89 (0,82-0,97)	0,83
suspeitos	0,34 (0,25- 0,44)		0,38 (0,27- 0,51)		0,70 (0,50-0,90)	
patológicos	0,29 (0,17- 0,42)		0,31 (0,16- 0,47)		0,42 (0,23-0,63)	

* proporção de concordância (intervalo de confiança de 95%)

** estatística *kapa*

No que respeita à comparação entre as classificações obtidas a partir da segmentação do sistema Porto e da leitura visual, verificou-se uma concordância significativa tanto quanto à concordância global para além do acaso como quanto aos traçados normais (Quadro 4.17).

Quadro 4.17: Concordância na classificação dos traçados a partir do sistema Porto e da leitura final da *unanimidade* e da *maioria* dos especialistas.

	Especialistas			
	unanimidade		maioria	
	pc (IC 95%) *	k**	pc (IC 95%) *	k**
Traçados				
normais	0,95 (0,69- 0,99)	0,85	0,95 (0,72- 0,99)	0,83
suspeitos	0,71 (0,12- 0,88)		0,70 (0,21- 0,86)	
patológicos	0,75 (0,19- 0,99)		0,60 (0,15- 0,95)	

* proporção de concordância (intervalo de confiança de 95%)

** estatística *kapa*

Nos Quadros 4.18 e 4.19 apresentam-se os dados referentes à validade externa da análise do cardiocograma pelo sistema Porto conseguidos no estudo de otimização.

Quadro 4.18: Concordância entre a classificação do estado dos recém-nascido e a classificação dos traçados, a partir do sistema Porto e da leitura inicial dos especialistas.

	Traçados			
	sistema Porto		especialistas	
	pc (IC 95%) *	k**	pc (IC 95%) *	k**
Recém-nascidos				
normais	0,93 (0,83- 1,00)	0,88	0,49 (0,36- 0,61)	0,25
suspeitos	0,67 (0,29- 1,00)		0,07 (0,00- 0,15)	
patológicos	1,00 (0,29- 1,00)		0,41 (0,24- 0,58)	

* proporção de concordância (intervalo de confiança de 95%)

** estatística *kapa*

Quadro 4.19: Sensibilidades, especificidades e acuidades (e respectivos intervalos de confiança de 95%) atingidas a partir do sistema Porto e da leitura inicial dos especialistas.

	sistema Porto	especialistas
Critério A:		
Sensibilidade	100 (48- 100)	100 (79- 100)
Especificidade	93 (66- 100)	49 (33- 56)
Acuidades	95 (74- 100)	63 (50- 76)
Critério B:		
Sensibilidade	100 (29- 100)	83 (66- 100)
Especificidade	100 (79- 100)	78 (65- 90)
Acuidades	100 (82- 100)	82 (70- 91)

Critério A: consideraram-se como testes positivos os traçados suspeitos e os patológicos.

Critério B: consideraram-se como testes positivos somente os traçados patológicos.

4.3- DISCUSSÃO

Neste trabalho, otimizou-se a confiança do método que serviu de termo de comparação à segmentação automatizada - a leitura visual - recorrendo-se a um procedimento de Delphi [Donker, 1991; Jongsma e cols., 1985] e a especialistas a quem foram fornecidos todos elementos disponíveis para a leitura nas melhores condições. Deste modo, ultrapassaram-se, em parte, limitações da reprodutibilidade da análise visual, o que valoriza os resultados tanto mais que não se encontra referência ao mesmo tipo de tratamento nos trabalhos disponíveis sobre a matéria.

No que se refere à análise estatística da concordância, utilizaram-se os métodos descritos por Bland e Altman e por Grant, autores que demonstraram as limitações e erros dos métodos aplicados nos trabalhos publicados sobre avaliação da validade interna dos meios de diagnóstico [Bland & Altman, 1986; Grant JM, 1991]. As percentagens de concordância e as estatísticas *k* foram apresentadas a título informativo para que de alguma forma se pudessem estabelecer comparações com outros autores. Contudo, dadas as diferenças bem evidentes, confirmadas neste trabalho, entre as proporções e as percentagens de concordância, abster-nos-emos de comentar os escassos resultados existentes na literatura sobre este assunto, referidos em pormenor no capítulo 2 da presente dissertação.

4.3.1- FCF basal

A FCF basal e a linha de base da FCF constituem, no sistema Porto, conceitos distintos, embora intimamente relacionados, situação raramente tratada desta forma e talvez por isso mesmo não valorizada nos estudos de validade interna. Na primeira volta da leitura visual dos CTGs obteve-se uma excelente concordância entre os especialistas pelo que se dispensaram ulteriores análises deste parâmetro. Este aspecto, merece ser destacado já que comprova que a FCF basal é um parâmetro susceptível de ser analisado visualmente de forma reprodutível (*Figuras 4.1 e 4.2*).

O estudo da concordância entre os valores da FCF basal de cada segmento analisado pelo sistema Porto mostrou-o capaz de identificar um valor de FCF basal (*Figuras 4.3 e 4.4*). Os 2 casos que constituem excepção merecem análise de pormenor. No caso AR verificam-se desvios prolongados e acentuados da linha de base da FCF não sendo possível, na nossa opinião concluir pelo seu verdadeiro valor, apesar da concordância observada entre os especialistas, ao

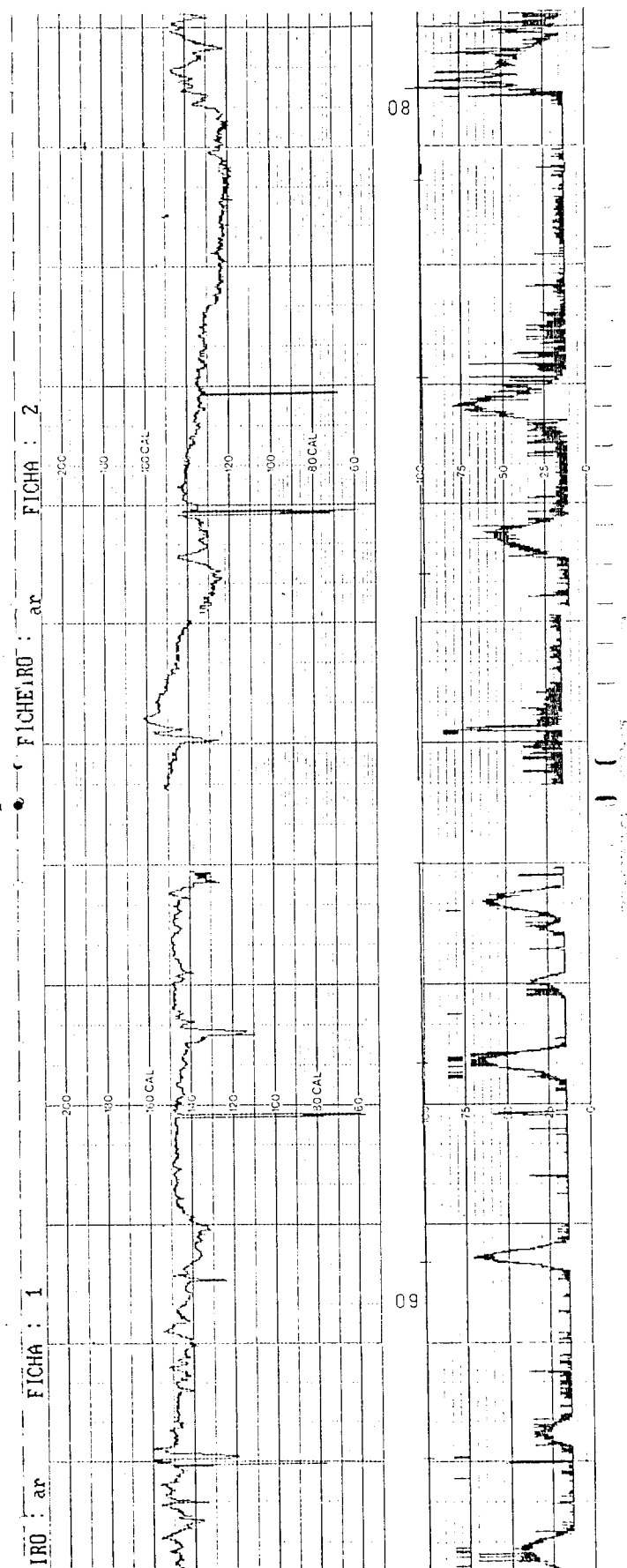


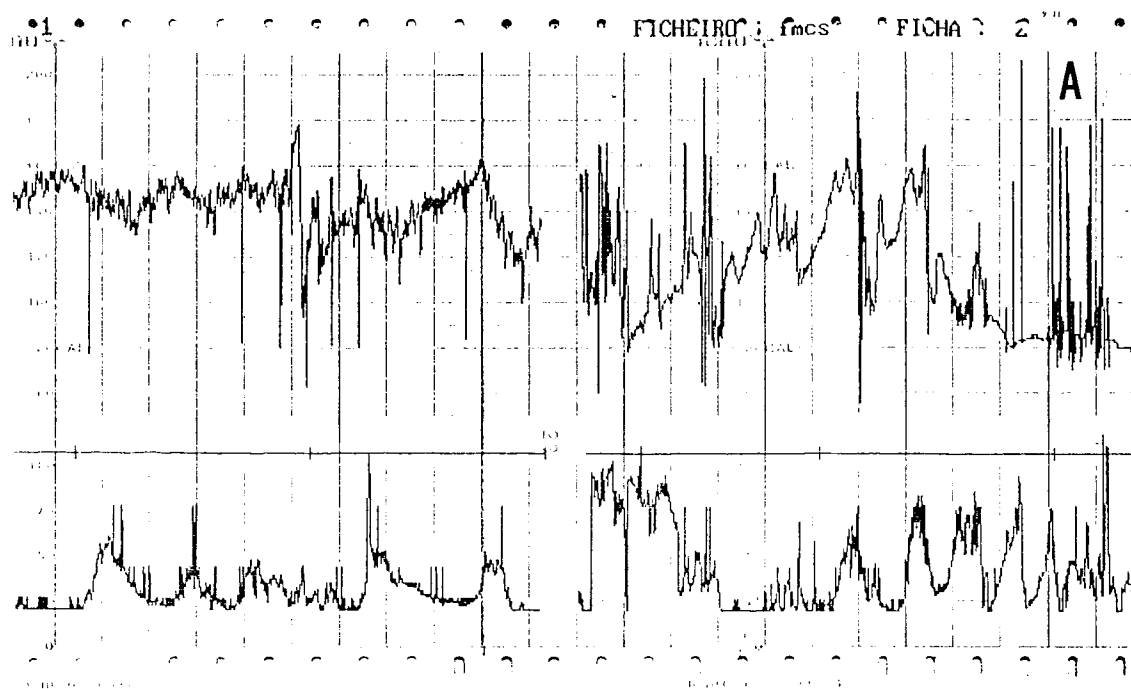
Figura 4.7: Traçado cardiocardiográfico correspondente ao caso AR. Notem-se os *desvios* acentuados da FCF criando dificuldades na determinação da FCF basal. Ver no Apêndice B as respectivas segmentações pelos especialistas e pelo sistema Porto (Figura B4.A).

avaliar o traçado na sua globalidade, que assinalam, unanimemente, uma aceleração situada abaixo do FCF basal (*Figura B4.A* do Apêndice B). Este aspecto chama-nos a atenção para dificuldades na determinação da FCF basal em certos traçados, situação que, na nossa opinião, poderá ser ultrapassada se, nestes casos, se prolongarem os registos (*Figura 4.7*).

No caso FMCS, o sistema determinou uma FCF basal significativamente mais baixa do que os especialistas no segmento correspondente ao período expulsivo. Contudo, apesar da discordância verificada, o facto não teve repercussões na classificação do traçado. Esta observação reforça a convicção, expressa no capítulo anterior, de que os traçados correspondentes à fase final do período expulsivo não são adequados para a determinação da FCF basal. Nesta fase, a segmentação do CTG deverá depender, de uma FCF basal calculada previamente noutro(s) segmento(s) do traçado (*Figura 4.8 e Figuras B16.A e B, do Apêndice B*).

A concordância entre o sistema Porto e os especialistas, (excluídos os casos AR e FMCS) foi de 100%, com diferenças inferiores a 3 bpm, em 100% dos casos do ante-parto e a 5 bpm, em 75% dos casos do intra-parto.

Em síntese, a leitura visual do CTG, segundo o protocolo adoptado no presente trabalho, permite uma determinação reprodutível da FCF basal com a qual o sistema Porto concorda. Este facto constitui demonstração da validade interna do sistema Porto no respeitante à identificação da FCF basal, aspecto que consideramos do maior relêvo já que se trata do procedimento básico da segmentação dos traçados por ele executada.



FICHEIRO : fmcs FICHA : 2 SL= 32 %

Nº DESAC. : 8	CLASSIF. : TUVUUVU	U. LONGA : 38
Nº ACEL. : 2	LINHA BASE : 118	UL - ANORM : 0%
CNT. UTERINAS : 7	Nº MOVN : 0	UC - ANORM : 23%

B

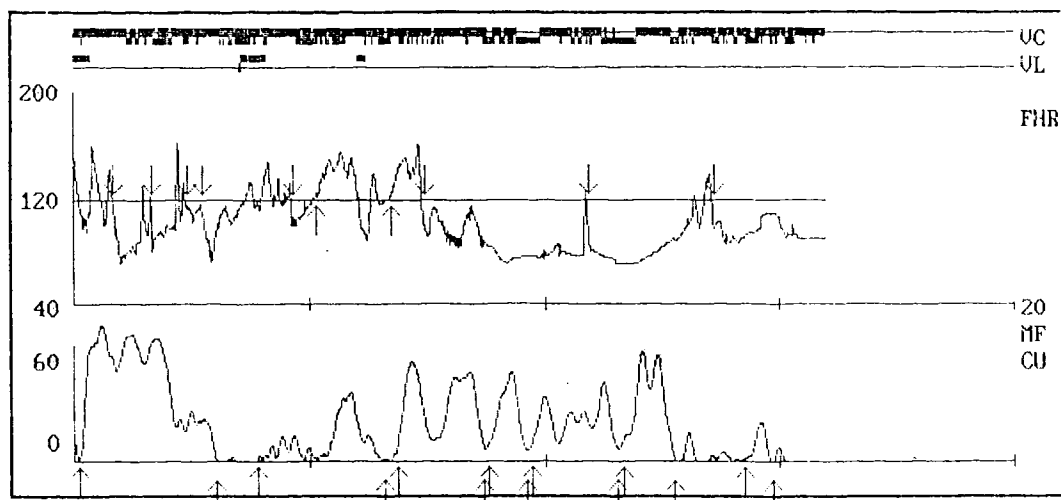
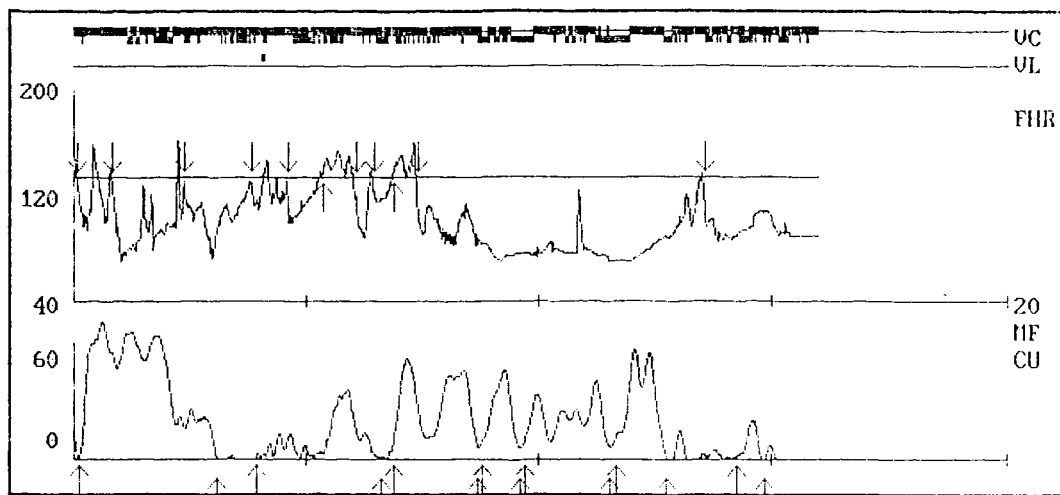


Figura 4.8: Traçado FMCS original (A), correspondente à fase final do 1º período do parto (ficha 1) e ao período expulsivo (ficha 2), e processamentos da ficha relativa ao período expulsivo pelo algoritmo utilizado pelo sistema Porto (B) e (página seguinte) por um algoritmo em que a FCF foi definida como a identificada pelo sistema Porto antes do período expulsivo (C).

FICHEIRO : fmcS FICHA : 2 SL= 32 %

Nº DESAC. : 9 CLASSIF. : 000000000 V. LONGA : 34
Nº ACEL. : 2 LINHA BASE : 134 UL - ANORM : 0%
CNT. UTERINAS : 7 Nº MOVN : 0 UC - ANORM : 23%

C



4.3.2- Segmentação

Ante-parto

De uma forma geral, o sistema Porto mostrou-se capaz de segmentar o CTG de uma forma semelhante à de especialistas em condições ideais, que dificilmente se reúnem, na prática clínica. De assinalar, contudo, que, apesar da extensão do estudo, o tamanho da amostra nem sempre permitiu tirar conclusões definitivas designadamente no relativo às desacelerações que, apesar dos traçados se referirem a gestações de alto risco, tiveram baixa prevalência.

Intra-parto

Tal como sucedeu no ante-parto, o sistema Porto mostrou-se capaz de segmentar o CTG de uma forma semelhante à de especialistas com as mesmas limitações decorrentes do tamanho da amostra.

Ante e intra-parto

Os mecanismos subjacentes às alterações da FCF, e à actividade motora uterina, identificadas pela cardiotocografia, são semelhantes no ante e intra-

parto variando, apenas, numa ou noutra situação, o tipo e intensidade de estímulos que os desencadeiam dos quais resultam combinações e prevalências diversas de acelerações, desacelerações, FCF basal, contracções e tónus uterino [Court & Parer, 1984; Freeman & Lagrew, 1990; Griffin e cols., 1985]. Também as definições consensuais dos padrões cardiotocográficos são semelhantes no ante e intra-parto, apesar de poderem ter significados clínicos diversos e de se verificar maior ou menor dificuldade na leitura visual [Rooth e cols., 1987]. Assim, é algo artificial o estudo da validade interna do CTG, em separado, no ante e intra-parto. Não obstante, as duas situações foram abordadas, no presente trabalho, em separado em virtude de ser este o esquema adoptado pelos autores que se têm dedicado a este assunto, para, deste modo, se obterem dados comparáveis.

Os resultados a que chegamos e as dificuldades que encontramos corroboram a nossa opinião quanto à análise conjunta dos dados. Este aspecto reforça a convicção que temos de que os sistemas de análise automatizada que dão origem a análises contraditórias do CTG, no ante e intra-parto, ou estão errados, ou determinam parâmetros, que poderão ser eventualmente parecidos, mas, que são na realidade muito diferentes dos consensualmente aceites. A análise conjunta dos dados permitiu ultrapassar problemas relacionados com o tamanho das amostras e confirmar a boa concordância entre o computador e os especialistas.

4.3.3- Classificação

Os traçados foram classificados para que se pudessem avaliar as implicações das segmentações neste âmbito.

A classificação dos CTGs pelos especialistas foi pouco reprodutível, no que respeita os traçados suspeitos e patológicos. Este aspecto deve ser salientado já que a boa reprodutibilidade no que respeitou os traçados normais, associada à sua maior prevalência, podia ter levado, como noutros estudos, à falsa conclusão de bons resultados globais [Grant JM, 1991]. As discrepâncias registadas podem explicar-se pelas diferenças encontradas na segmentação dos traçados. No entanto, este aspecto não foi o único responsável, como se pode inferir a partir das diferenças encontradas nos resultados obtidos com e sem base numa folha de cálculo a partir das segmentações iniciais. Terão igualmente contribuído para a falta de reprodutibilidade da classificação dos traçados, dificuldades inerentes ao próprio processo classificativo, ao qual não será alheia certamente a falta de precisão de algumas das definições contidas nas normas da FIGO, designadamente, no respeitante às desacelerações. Em face das dificuldades descritas, quanto à reprodutibilidade dos diferentes

métodos de classificação dos traçados pelos especialistas, optou-se por se considerarem apenas os resultados obtidos, a partir de uma folha de cálculo, dispensando-se os especialistas do trabalho de uma segunda e terceira classificação.

Para a classificação dos traçados, com base na folha de cálculo, foi necessário introduzir modificações nas normas da FIGO no sentido de se tornar possível uma análise quantitativa. Tais modificações consistiram na quantificação do número e duração dos segmentos com prejuízo de outros aspectos como por exemplo a amplitude das desacelerações. Foram avaliados vários critérios de duração e de número de segmentos tendo todos eles levado a resultados de concordância entre a opinião final dos especialistas e o computador semelhantes, optando-se pelos critérios que pareceram mais adequados após o estudo de optimização que adiante se discute.

As concordâncias entre as classificações obtidas a partir da segmentação final dos especialistas, e entre estas e as fornecidas pelo sistema Porto foram excelentes. Pode-se concluir, portanto, que o sistema Porto segmenta CTGs, de forma significativamente concordante com a de especialistas, nas condições criadas neste trabalho, e que, como era de esperar, as diferenças não significativas encontradas não tiveram qualquer repercussão na classificação dos traçados.

Optimização dos critérios de classificação

Optimização

Como foi referido, a classificação dos traçados a partir das normas da FIGO, com auxílio de uma folha de cálculo, impôs a quantificação de alguns parâmetros, designadamente das desacelerações. Existem, na literatura, classificações quantitativas das desacelerações e de outros parâmetros com vista à classificação dos traçados. São, contudo, pouco reprodutíveis, muito diversas, incompletas, e não está bem estabelecida a sua validade. Tivemos, por isso, necessidade de utilizar e otimizar critérios, disponíveis na literatura [Boylan, 1987; Freeman & Lagrew, 1990; Gaziano e cols., 1980; Graça, 1985; Klavan e cols., 1977; Melchior & Bernard, 1989].

A optimização dos critérios de classificação dos traçados baseou-se na teoria das ROC [Buekens & Kaminski, 1988; Goldman, 1991; Mohide & Grant, 1989]. As ROC dependem dos *gold standards* adoptados o que constitui um problema, que tivemos de ultrapassar, já que não existe consenso quanto a este aspecto no que respeita a cardiocotografia.

Os resultados obtidos (quadros 4.13 a 4.15) permitiram-nos prosseguir com o estudo da concordância entre os especialistas e o computador no que se refere à classificação dos cardiotocogramas.

Gold standards

A cardiotocografia permite uma avaliação neuro-cardíaca funcional fetal [Schiffrin & Clement, 1989; Whittle, 1987] não existindo marcadores perinatais directamente relacionados com esta actividade. Por isso, um vasto e discordante conjunto de parâmetros, não convenientemente validados tem sido utilizado como *gold standards* para estudo da cardiotocografia, condicionando os estudos de validade externa [Mohide & Grant, 1989]. Dos parâmetros descritos, alguns pouca relação fisiopatológica têm com a cardiotocografia, tais como o peso fetal ou o simples internamento em unidade de cuidados intensivos neonatais, pelo que interpretação de estudos de relações estatísticas com base na utilização dos parâmetros referidos deve ser cuidadosa.

Os parâmetros mais frequentemente utilizados como *gold standards*, com relação fisiopatológica com a função neuro-cardíaca fetal, e por isso com a cardiotocografia, são a morte perinatal por asfixia (e não por infecção, por exemplo), o índice de Apgar, o pH do sangue da artéria umbilical, a síndrome de atingimento anóxico de vários órgãos caracterizada por alterações neurológicas, insuficiência renal e enterocolite necrotizante e alguns indicadores bioquímicos em fase de investigação experimental [ACOG, 1993; Amato e cols., 1986; Amato e cols., 1990; Johnson, 1989; Mohide & Grant, 1989; Parer & Livingstone, 1990; Silverman e cols., 1985; Stark & cols., 1990; Steer & cols., 1985; Tejani & Verma, 1987; Widness & cols., 1985; Wolley e cols., 1983].

Estão descritas boas correlações entre as alterações cardiotocográficas, o índice de Apgar e o pH do sangue fetal desde que avaliados em simultâneo ou quase em simultâneo [Cout & Parer, 1984; Fukushima & Hon, 1989; Melchior & Bernard, 1989; Saling & Langner, 1989; Vintzileos, 1989; Vintzileos e cols., 1991. Os valores de prognóstico a longo prazo do índice de Apgar e do pH do sangue do cordão umbilical do recém-nascido quando considerados isoladamente são maus, o mesmo não se passando, contudo, com a combinação destes parâmetros, pelo menos nos casos mais graves [ACOG, 1993; Dennis e cols., 1989; Dijkhoorn e cols., 1987; Feinberg & Krebs, 1989; Hankins, 1991; Phelan, 1991; Young, 1989]. Este aspecto, constituiu um argumento a favor da nossa opção pela utilização de associações de parâmetros como *gold standards*, ao contrário do que habitualmente tem sido feito. Além disso, deve ser considerado que o índice de Apgar é pouco reprodutível. Este facto pode ser melhorado se não se utilizar informação isolada do índice de Apgar ao 1º,

5º ou 10º minutos e constitui um argumento adicional a favor da utilização de associações de parâmetros como *gold standards*. Foram estas as razões que nos levaram a adoptar uma definição dos *gold standards* com base numa associação do índice de Apgar e do pH do sangue da artéria umbilical .

A definição dos valores normais e patológicos de índice de Apgar e pH do sangue do sangue fetal tem sido predominantemente baseada em análises de distribuição dos respectivos valores em diferentes populações, adoptando-se critérios estatísticos tais como valores de percentis. Estes valores são arbitrários já que dependem da prevalência das situações patológicas em cada população, variáveis e desconhecidas [Mohide & Grant, 1989]. Em situações mais raras, os valores normais e patológicos dos *gold standards* da cardiotocografia são determinados por métodos correspondentes aos da teoria das *ROC*, definindo-se como os que apresentam melhor relação com a classificação dos traçados. Este método, é considerado mais satisfatório do que o anterior [Mohide & Grant, 1989], pelo que foi o que adoptamos no presente trabalho.

A definição de *gold standards* que obtivemos apoia-se em dados com consistência fisiopatológica e clínica e permitiu-nos concluir o trabalho de optimização dos critérios de classificação dos traçados baseado na teoria das *ROC*.

5- DISCUSSÃO GERAL

O objectivo deste capítulo é integrar, de forma crítica, as experiências e os conhecimentos adquiridos nos trabalhos anteriormente descritos, assinalando-se as limitações e os contributos mais relevantes para o esclarecimento das questões enunciadas na Introdução.

5.1- O EMPREGO DA CARDIOTOCOGRAFIA NA CLÍNICA

... if you believe fervently in your treatment,... then your results are much better,...

I believe this accounts for the remarkable success of some of the less gifted, but more credulous members of our profession, and also for the violent dislike of statistics and controlled tests which many fashionable and successful doctors are accustomed to display.

... worthwhile doctors are driven to a compromise in which they muster enough genuine belief in their treatment to keep their patients happy and maintain their own self-respect, while preserving enough doubt to admit their inadequacy during transient bouts of uncomfortable honesty.

R. Asher, 1972

[In: Paintin, 1990]

Por muito evidentes que pareçam os benefícios clínicos da cardiocografia, não se deve esquecer que a respectiva eficácia e eficiência não estão demonstradas [Grant A, 1989; Mohide & Keirse, 1989; Thacker & Berkelman, 1986; Thacker, 1989].

A cardiocografia não correspondeu às expectativas criadas aquando da sua introdução, designadamente no respeitante ao seu papel na prevenção de lesões neurológicas fetais [Freeman, 1990; Leveno, 1989; Niswander, 1989a; Sandmire, 1990; van Geijn e cols., 1990; van Geijn e cols., 1992a; Zuspan e cols., 1979]. Contudo, a frustração sentida terá resultado, provavelmente, mais de se terem depositado esperanças exageradas na cardiocografia, face às suas reais possibilidades, do que propriamente das suas limitações [Caplan, 1990; Iffy & Apuzzio, 1990; Schiffrin & Myers, 1990]. Por outro lado, são numerosas as evidências favoráveis dos trabalhos experimentais e de alguns estudos de índole clínica que merecem ser consideradas [Caldeyro-Barcia & Poseiro, 1966; Caldeyro-Barcia, 1992; Hon, 1969; Fukujima & Hon, 1989; Murphy e cols., 1990; Niswander, 1989b; Parer, 1989b; Phelan, 1989; Pose, 1966]. Além disso, a cardiocografia é aceite como o método mais válido de estudo da FCF [Grant A, 1989; Iffy & Apuzzio, 1990; Miller e cols, 1984; Schiffrin & Myers, 1990; Spencer, 1993] e não se demonstrou ainda, de forma clara, que o seu uso clínico tenha mais efeitos materno-fetais adversos do que benéficos [Grant A, 1989; Mohide & Keirse, 1989]. De uma forma geral, a cardiocografia tem boa aceitabilidade por parte da grávida e daqueles que lhe prestam assistência [Grant A, 1989]. Constitui ainda um recurso para as situações tocológicas em que não há um número adequado de pessoas habilitadas para assegurarem a vigilância fetal.

Os aspectos que acabamos de referir e os resultados que obtivemos confirmam que os trabalhos de investigação devem prosseguir e reforçam a nossa convicção, ao lado da de outros autores, de que, embora não existam estudos controlados que apoiem o uso clínico da cardiotocografia, é inevitável que se continue a utilizar a cardiotocografia, o que será aceitável desde que se respeite o compromisso entre as possibilidades e as limitações do método [Spencer, 1993].

Os trabalhos que levaram à presente dissertação, ao disponibilizarem um meio de leitura do CTG internamente válido, contribuirão certamente para a abertura de novos caminhos conducentes à necessária melhoria da validade da cardiotocografia e ao esclarecimento definitivo do seu valor clínico.

5.2- ANÁLISE AUTOMATIZADA DO CARDIOTOCOGRAMA

Revisão crítica dos sistemas disponíveis

No que se refere à revisão crítica que efectuamos no segundo capítulo, atribuímos particular interesse à possibilidade que tivemos de testar no sistema Porto algumas das soluções incorporadas nos algoritmos de processamento do CTG propostas por outros autores e às informações obtidas por contactos pessoais com grupos de investigação dedicados a este assunto. Permanece, contudo, por fazer a avaliação formal e sistemática dos sistemas descritos que nos dará a resposta final quanto ao respectivo valor clínico. Pensamos, por isso, que os trabalhos nesta área devem prosseguir e que haverá que ter em conta este aspecto, face aos sistemas já comercializados. Neste âmbito, atribuímos grande interesse a estudos em que os mesmos traçados sejam analisados simultaneamente por diferentes sistemas. Para este fim, as investigações por nós desenvolvidas permitem disponibilizar mais de três milhares de registos digitalizados a partir dos quais se iniciou já um estudo comparativo multicêntrico entre os sistemas Porto e 8000.

CrITÉRIOS para o desenvolvimento de algoritmos originais

A versão mais recente dos algoritmos de processamento, apresentada no terceiro capítulo, resultou do desenvolvimento e aperfeiçoamento de um elevado número de diferentes opções [Bernardes e cols., 1989a; Bernardes e cols., 1989b; Bernardes e cols., 1991; Bernardes e cols., 1992a; Bernardes e cols., 1992b; Marques-de-Sá e cols., 1991; Marques-de-Sá e cols., 1992; Moura e cols., 1988; Moura e cols., 1990].

A experiência pessoal provou que os algoritmos adoptados nas versões iniciais do sistema Porto, semelhantes aos de outros autores, determinavam a linha de base da FCF sem ter em conta as profundas diferenças entre os diversos padrões. Embora os padrões mais frequentes pudessem ser correctamente identificados, dando eventualmente a falsa sensação de que se obtinham sempre bons resultados, verificou-se que não existia resposta adequada para a análise dos mais raros, designadamente do intra-parto [Bártfai e cols., 1992; Dawes, 1991; Donker, 1991; Redman, 1993; van Geijn, 1992].

A solução que se descreveu, no terceiro capítulo, baseada na fisiopatologia, na clínica, na análise do histograma da FCF e na variabilidade a curto prazo, parece apresentar flexibilidade adequada para analisar correctamente os diferentes padrões da FCF, quer no ante, quer no intra-parto, mesmo os mais

raros. Contribuímos deste modo para demonstrar a necessidade de se desenvolverem, algoritmos com fundamentação fisiopatológica, em contraste com as limitadas concepções puramente matemáticas dos parâmetros cardiotocográficos, de alguns autores [Dalton & Dawson, 1984; Mantel e cols., 1990a]. Contudo, embora consideremos os resultados obtidos excelentes, será possível melhorar a solução apresentada com a aquisição de mais traçados com padrão da FCF raro, que em regra só se obtêm ao fim de vários meses ou anos.

A partir da limitada experiência pessoal já obtida, depositamos também justificadas esperanças em novos métodos de análise, designadamente nos proporcionados pelas redes neuronais [Lau e cols., 1993].

Além dos aspectos referidos, deve ser mencionado que a pesquisa dos critérios para definição de regras conducentes ao desenvolvimento de algoritmos de processamento dos diferentes padrões da FCF partiu de bases com limitações, tais como o estudo dos fundamentos fisiopatológicos e clínicos da cardiotocografia e a análise visual de traçados. Estamos certos de que a análise automatizada contribuirá para progressos na investigação da fisiopatologia e dos aspectos clínicos das alterações da FCF e que daí resultará aperfeiçoamento adicional dos algoritmos de processamento.

Validade interna dos algoritmos desenvolvidos

Needless to say, an inconstant standard is not a standard.

Dawes & Redman, 1993.

Os estudos de validade interna da segmentação do CTG são indispensáveis ao prosseguimento das investigações [Grant A, 1984; Mohide & Grant, 1989]. Nesta dissertação, confirmamos que o valor científico da análise visual do CTG, como leitura de referência para avaliação da segmentação automatizada, sem obedecer a condições semelhantes às por nós descritas, é limitado, dada a sua má reprodutibilidade. Este facto põe em causa o valor científico dos trabalhos que utilizem a leitura visual sem considerarem as respectivas limitações [Dawes & Redman, 1993].

Deste trabalho resultou uma base de dados, desde já disponível, constituída por traçados segmentados por especialistas de reconhecida competência e que, por isso, representa um contributo de valor para futuros trabalhos de validação, até por não termos notícia de ser possível o acesso a um arquivo semelhante.

As investigações que efectuámos tornam o sistema Porto adequado e utilizável para a investigação. Além disso, ao respeitar os conceitos consensuais sobre

cardiotocografia, ao contrário de outros sistemas similares e, ao ser internamente válido, é de propor que o mesmo passe a substituir a análise visual.

Os trabalhos na área do desenvolvimento de algoritmos de processamento do CTG devem, contudo, prosseguir, designadamente no que respeita à classificação das desacelerações e dos traçados.

Validade externa

O trabalho de optimização dos critérios de classificação das desacelerações, dos traçados e dos parâmetros perinatais, descrito no capítulo quatro, tornou possível o estudo de concordância entre a classificação dos traçados pelo computador e pelos especialistas mas não permite tirar conclusões definitivas quanto à validade externa da análise automatizada pelo sistema Porto. No entanto, salientamos que Nielson e cols., apesar de reconhecerem as limitações de um seu trabalho quanto à análise da validade externa, semelhantes às do nosso, consideram ter conseguido excelentes resultados ao obterem uma acuidade de diagnóstico de 86% (IC 95%: 76-96%), com um sistema por eles desenvolvido, semelhante àquela a que chegamos (95%; IC 95%: 74-100%) [Nielson e cols., 1988; Stigsby e cols., 1988].

Parece-nos indiscutível, contudo, que os resultados obtidos quanto à validade interna do sistema Porto aliados ao cenário desenhado no estudo de optimização da classificação dos traçados, que sugere que a cardiotocografia pode ter sensibilidades, especificidades e valores preditivos muito elevados no que se refere à identificação do feto que vai nascer, ou que está em risco de nascer, neurologicamente deprimido e/ou acidótico, abrem um caminho extremamente aliciante e válido para a re-investigação da validade externa e eficiência da cardiotocografia.

5.3- CONSIDERAÇÕES FINAIS

... those who are willing to believe that arbitrary end points in fetal-heart-rate patterns and scalp pH values can replace mature obstetrical judgement are bound to be disappointed by the reported results.

Iffy & Apuzzio, 1990.

Ao elaborarmos esta dissertação, não podemos esquecer a nossa qualidade de clínico, pelo que salientamos alguns dos aspectos da experiência obtida que consideramos de relevante importância.

Discutimos amplamente as implicações da má reprodutibilidade da cardiotocografia. É óbvio, por isso, ser essencial a adopção disciplinada de critérios uniformes válidos de segmentação e classificação do CTG, aspecto frequentemente negligenciado [Bossart, 1987; Devoe, 1990; Martin, 1985; Reis e cols., 1990]. As normas da FIGO [Rooth e cols., 1987; Bernardes e cols., 1992c] constituem a opção mais consensual, fundamentada em estudos realizados ao longo das últimas duas décadas.

Propomos que a FCF basal seja mais valorizada na segmentação dos traçados, já que verificamos ser um parâmetro reprodutível. Deve ser determinada nas zonas do traçado mais estáveis e com menor amplitude oscilatória, correspondentes aos períodos de actividade fetal mais reduzida, designadamente durante o estágio comportamental 1F, na ausência de movimentos, de contracções uterinas, de estimulação vibro-acústica fetal, de hipo e hipertermia. Ao mesmo tempo, somos de opinião de que se devem abandonar os métodos de segmentação a partir de linhas de base calculadas com regras que não respeitem a diversidade dos padrões cardiotocográficos, como sejam as que utilizam de forma generalizada a moda ou da média da FCF. Dadas as dificuldades em determinar a FCF basal nalguns padrões cardiotocográficos, impõe-se que os mesmos sejam considerados na leitura e que, na dúvida, dado o seu carácter cíclico, se prolonguem os registos até esclarecimento.

Determinada a FCF basal, é possível identificar desvios desta para cima (taquicardias transitórias, desvios da linha de base, com ou sem acelerações, e acelerações) ou para baixo (bradicardias transitórias, desvios da linha de base, com ou sem desacelerações e desacelerações). Embora possíveis, as desacelerações e as acelerações são raras em zonas dos traçados em que se verificam desvios da linha de base para cima ou para baixo, respectivamente, e não devem ser confundidas com retornos da FCF a valores basais (*Figuras B4.A e B e B16.A e B*, do Apêndice)

O tratamento automatizado das desacelerações torna a respectiva classificação reprodutível. Contudo, desta maneira não ultrapassamos as conhecidas dificuldades no encontro de critérios de classificação consensuais pelo nos parece óbvio que se reveste de pouca utilidade prática a classificação das desacelerações como *precoces*, *tardias* e *variáveis*. No entanto, confirmamos a observação de que as desacelerações mais frequentes são as variáveis, facto que deve ser considerado na interpretação com fins clínicos, em caso de dúvida [van Geijn e cols., 1991].

Os trabalhos desenvolvidos mostraram também que a classificação dos traçados deve basear-se numa segmentação correcta dos mesmos com quantificação, o mais objectiva possível, dos parâmetros cardiotocográficos que constituem critérios classificativos.

No que se refere à aplicação clínica da cardiotocografia, deve ser ainda considerado que as respectivas sensibilidade e especificidade dependem não só da sua validade interna e dos critérios de classificação dos traçados mas também das situações clínicas que se pretendem avaliar. Também não se deve esquecer que os valores preditivos dependem da prevalência das situações que se pesquisam [Buekens & Kaminski, 1988; Grant A, 1984; Goldman, 1991; Mohide & Grant, 1989].

A análise automatizada do CTG, designadamente com o sistema Porto, constitui uma alternativa à análise visual capaz de contemplar os aspectos referidos nestas considerações finais. Salientamos, contudo, que a utilização da cardiotocografia, independentemente da sua validade interna e externa, implica a consideração de que as intervenções nela baseadas devem ser adequadas, já que o resultado final não depende apenas da identificação correcta das situações que se pretendem evitar [Grant A, 1984; Grant A, 1989; Meier, 1987]. Neste âmbito, devem ser considerados, designadamente, os valores da integração dos dados da cardiotocografia com as informações clínicas e de outros exames subsidiários, da morbilidade e mortalidade materna e perinatal, associados às intervenções e das possibilidades assistenciais neonatais [Ayres-de-Campos e cols., 1992b; Grant A, 1989; Iffy & Apuzzio, 1990; Manning, 1989; Montenegro, 1993; Nijhuis, 1992; Rooth e cols., 1987; Smith & Paul, 1987; Visser e cols., 1991; Zuspan e cols., 1979].

Finalmente, alertamos, como Uzan e cols., para a necessidade de se estar atento à possibilidade dos meios de avaliação fetal com maior peso tecnológico poderem tornar mais desumanizada a relação médico-grávida [Uzan e cols., 1989].

6- SUMÁRIO E CONCLUSÕES

SUMÁRIO

A cardiotocografia é o meio de monitorização electrónica fetal mais usado em todo o mundo. Divulgada na prática clínica com a finalidade de reduzir a morbi-mortalidade perinatal, verifica-se, contudo, que a leitura visual dos traçados pode comprometer estes objectivos e levar a intervenções obstétricas desnecessárias, designadamente pela sua má reprodutibilidade. Neste contexto, a análise automatizada do cardiotocograma (CTG), ao possibilitar a leitura reprodutível dos traçados, afigura-se promissora e necessária. Esta dissertação decorre das dificuldades que têm sido encontradas na análise visual do CTG e no desenvolvimento e validação da análise automatizada para a prática clínica.

No capítulo introdutório, resumem-se os resultados dos estudos sobre o valor clínico da cardiotocografia, sumariam-se as possibilidades actuais e as expectativas quanto à análise automatizada e apresentam-se os objectivos dos trabalhos que nos propusemos executar, que são: 1) a revisão crítica dos sistemas de análise automatizada do CTG, disponíveis para a prática clínica; 2) a pesquisa e definição de critérios para o desenvolvimento de algoritmos para processamento do CTG, segundo normas consensualmente aceites; 3) o estudo da validade dos algoritmos desenvolvidos; 4) a extrapolação dos resultados obtidos para a prática clínica.

No segundo capítulo, apresenta-se uma revisão crítica sobre sistemas disponíveis para análise automatizada do CTG. Referem-se oito sistemas, três dos quais já comercializados. Apresentam opções discordantes, limitadas quanto às possibilidades de análise e não convenientemente validadas.

No terceiro capítulo, descrevem-se trabalhos de pesquisa de critérios para o desenvolvimento de algoritmos de processamento do CTG, segundo as normas da Federação Internacional de Ginecologia e Obstetrícia (FIGO). A proposta final apresentada fundamenta-se em conhecimentos do campo da fisiopatológica e clínica e na análise do histograma e da variabilidade a curto prazo, dos diferentes padrões da frequência cardíaca fetal. As investigações foram levadas a cabo num protótipo conhecido por sistema Porto.

No quarto capítulo, estuda-se a validade interna dos algoritmos descritos no capítulo três. Foi significativa a concordância entre a segmentação de CTGs, obtida a partir dos referidos algoritmos e de três especialistas em cardiotocografia que analisaram os traçados segundo as normas da FIGO, de acordo com um procedimento de Delphi, tanto no ante como no intra-parto.

No quinto, sexto e sétimo capítulos, apresentam-se respectivamente, a Discussão Geral, o Sumário e Conclusões e a Bibliografia.

SUMMARY

Cardiotocography (CTG) is the most widely used electronic method of fetal surveillance. Spread in clinical practice to reduce perinatal morbidity and mortality, it has been demonstrated, however, that the lack of reproducibility of visual analysis of tracings can compromise the aforementioned issues and lead to unnecessary obstetric interventions. In this setting, there is a consensus that automated analysis of cardiotocograms (CTGs), by overcoming the lack of reproducibility of visual analysis, is not only promising but also necessary. The current thesis results from the need of a critical appraisal of the automated analysis of cardiotocograms and from the difficulties found in its development.

Chapter 1 summarises the studies on the clinical evaluation of visual analysis of CTGs and presents the objectives of the thesis which are: 1) the critical appraisal of the existing systems for the automated analysis of CTGs for clinical practice; 2) the investigation and definition of criteria for the development of algorithms for the processing of CTGs according to consensual concepts; 3) the evaluation of the algorithms validity and 4) the extrapolation of the obtained results to clinical practice.

In chapter 2, a critical appraisal of the available systems for the automated analysis of CTGs for the clinical practice is presented. Eight systems are analysed, three out of them already commercialised. They present discordant options which are limited regarding tracings analysis and have not been adequately validated

Chapter 3 contains the description of original criteria which lead to the development of algorithms for the processing of both ante and intrapartum CTGs according to the International Federation of Obstetrics and Gynecology (FIGO) guidelines for fetal monitoring. The development of these criteria rested on the analysis of the pathophysiological and clinical background of fetal heart rate (FHR) patterns and their graphic features.

In chapter 4, the internal validity of the analysis, provided by the algorithms described in chapter 3, is evaluated. Significant agreement was found between the visual analysis provided by three experts and the automated analysis. The clinical implications of the observed results are discussed.

In chapter 5, 6 and 7, respectively, the General Discussion, the Summary and Conclusions, and the References are presented.

RÉSUMÉ

La cardiotocographie est un moyen de surveillance électronique foetal le plus utilisé dans le monde entier. Diffusée dans la pratique clinique dans le but de réduire la morbi-mortalité périnatal il a été cependant observé que la lecture visuelle de tracés, par son manque de reproductivité, peut compromettre ces objectifs et conduire à des interventions obstétriques non nécessaires. Néanmoins, il y a consensus en ce qui concerne l'analyse automatisée du cardiotocogramme (CTG) laquelle, en permettant la lecture reproductible des tracés, se révèle nécessaire et prometteuse. Cette thèse résulte, de la nécessité de revoir, d'une façon critique, les systèmes d'analyse automatisée du CTG et, des difficultés trouvées dans son développement.

Dans le premier chapitre les résultats des études d'évaluation clinique de la lecture visuelle du CTG et les possibilités actuelles de l'analyse automatisée sont résumés. Les objectifs de la thèse sont aussi présentés: 1) l'évaluation critique des systèmes d'analyse automatisée des CTG pour la pratique clinique; 2) la recherche et la définition de critères pour le développement d'algorithmes destinés au traitement du CTG, selon des normes consensuellement acceptées; 3) l'étude de la validité des algorithmes développés et 4) l'extrapolation des résultats dans la clinique

Dans le deuxième chapitre, nous présentons une révision critique sur les systèmes disponibles pour l'analyse automatisée du CTG dans la clinique. Nous décrivons trois systèmes déjà commercialisés sur huit existants. Ils présentent des options discordantes et limitées en ce qui concerne les possibilités d'analyse et la respective validation

Dans le troisième chapitre, nous présentons de nouveaux critères pour le développement d'algorithmes pour le traitement du CTG conduisant à la lecture du même, avant et pendant l'accouchement, selon les normes de la Federation International de Gynecologie et d'Obstétrique (FIGO). Le développement de ces critères a reposé sur l'analyse des bases physiopathologiques des différents types cardiotocographiques et des caractéristiques graphiques respectives.

Dans le chapitre quatre, nous étudions la validité des algorithmes décrits dans le deuxième chapitre. Nous comparons la segmentation du CTG avant et pendant l'accouchement (1er et 2ème période), obtenue à partir des algorithmes précités et des analyses effectués par 3 spécialistes en CTG. La concordance entre la lecture automatisée et visuelle a été significative.

Dans les chapitres cinq, six et sept, nous présentons, respectivement, la Discussion Générale, le Résumé et les Conclusions, et la Bibliographie.

CONCLUSÕES

1- Nas condições de leitura visual do cardiotocograma criadas neste trabalho, ideais quando comparadas com as da prática clínica,

1.1- a determinação da FCF basal é reprodutível, tanto no ante como no intra-parto;

1.2- a segmentação do CTG é pouco reprodutível, em geral, e, em particular, no que respeita à identificação de acelerações e desacelerações, tanto no ante como no intra-parto;

1.3- A classificação das desacelerações em precoces, tardias e variáveis não é reprodutível;

1.4- a classificação do CTG é pouco reprodutível, em geral, e em particular no que respeita aos traçados suspeitos e patológicos, tanto no ante como no intra-parto.

2- A estatística k e as percentagens de concordância não descrevem convenientemente a concordância entre diferentes segmentações e classificações do CTG.

3- Os sistemas de análise automatizada do CTG disponíveis para a prática clínica

3.1- utilizam critérios diferentes e discutíveis sem validação interna cientificamente aceitável;

3.2- devem ser considerados em fase de investigação experimental, inclusive os já comercializados.

4- É possível, a partir da análise do histograma da FCF e da variabilidade, definir os diferentes padrões cardiotocográficos.

5- Os algoritmos desenvolvidos para o sistema Porto fundamentam-se em bases de natureza fisiopatológica.

6- Os algoritmos do sistema Porto permitem analisar, de forma significativamente concordante com a de especialistas em cardiotocografia,

6.1- a FCF basal;

6.2- as acelerações, as desacelerações, a linha de base da actividade motora uterina e as contracções uterinas;

6.3- a classificação da linha de base da FCF, segundo a variabilidade longa;

7- A classificação do CTG obtida a partir do sistema Porto concorda de forma significativa com a obtida por leitura visual, após consenso final entre especialistas.

8- A validade interna da análise do CTG pelo sistema Porto é superior à da leitura visual.

9- A leitura visual do cardiotocograma deve ser substituída pela leitura automatizada pelo sistema Porto.

10- O estudo da validade externa da cardiotocografia pressupõe uma revisão exaustiva dos critérios de classificação dos traçados e dos parâmetros perinatais a avaliar.

7- BIBLIOGRAFIA

- 1- ACOG Thecnical Bulletin Number 163 - January 1992. Fetal and neonatal neurologic injury. *Int J Gynaecol Obstet* 1993;41:97-101..
- 2- Akagi K, Okamura K, Endo C, Saito J, Tanigawara S, Shintaku Y, Watanabe T, Sato A, Yajima A. The slope of fetal heart rate deceleration is predictive of fetal condition during repeated umbilical cord compression in sheep. *Am J Obstet Gynecol* 1988;159:516-22.
- 3- Altman DG, Doré CG. Randomisation and baseline comparisons in clinical trials. *The Lancet* 1990; 335:49-53.
- 4- Altman DG, Elbourne D. Combining results from several clinical trials. *Br J Obstet Gynaecol.* 1988;95:1
- 5- Amato M, Gambor RC, von Muralt G. Accuracy of Apgar score and arterial cord blood pH in diagnosis of perinatal brain-damaged assessed by CK-BB isoenzyme measurement. *J Perinat Med* 1986;14:335-38.
- 6- Amato M, Hüppi P, Schneider H. Hypoxic risk in twins assessed by serum creatine kinase brain isoenzyme measurement. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1990;34:73-78.
- 7- Anderl P, Halder W, Haberfellner H, Jolle D. Effects of electronic fetal-heart-rate monitoring, as compared to periodic auscultation, on the neurologic development of premature infants. *N Engl J Med* 1990; 323:347.
- 8- Altman DG, Gardner MJ. Confidence intervals for research findings. *Br J Obstet Gynaecol* 1992;99:90.
- 9- Arduini D, Rizzo G. Quantitative analysis of fetal rate: its application in antepartum clinical monitoring and behavioural pattern recognition. *Int J Biomed Comput* 1990; 25:247.
- 10- Arnold-Aldea SA, Parer JT. Fetal cardiovascular physiology. In: *Assessment and care of the fetus.* Prentice-Hall International Inc; 1990:29.
- 11- Ayres-de-Campos D, **Bernardes J**, van Geijn HP, Pereira-Leite, Graça L, Moura P, Santos-Jorge. Variation on cardiotocograms classification amongst experienced clinicians using the FIGO guidelines. Impact on validity. In: *CIC Edizioni Internazionali: 24th International Congress on Pathophysiology of Pregnancy.* Organization Gestosis Press 1992a; 27-36.

- 12- Ayres-de-Campos D, N. Montenegro, J. **Bernardes**, H. Barros, L. Pereira-Leite. Automated analysis of cardiotocograms and fetal hemodynamic assessment in hypertensive disease of pregnancy. Sequential Findings. In: CIC Edizioni Internazionali: 24th International Congress on Pathophysiology of Pregnancy. Organization Gestosis Press 1992b; 37-42.
- 13- Ball RH, Parer JT. The physiologic mechanisms of variable decelerations. *Am J Obstet Gynecol* 1992;166:1683-9.
- 14- Barrett JFR, Jarvis GJ, MacDonald HN, Buchan PC, Tyrrel SN, Lilford RJ. Inconsistencies in clinical decisions in obstetrics. *The Lancet* 1990;336:549-51.
- 15- Bártfai G, Szántó F, Bozóki Z. Difficulties in evaluation of sinusoidal fetal heart rate using computer analysis. In: Abstracts of 24th International Congress on Pathophysiology of Pregnancy. Organization Gestosis. Porto, 1992.
- 16- Beksaç MS, Karakas Ü, Yalçın S, Özdemir K, Sanlitürk E. Computerized analysis of antepartum fetal heart rate tracings in normal pregnancies (version 88/2.29). *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1990a;37:121-132.
- 17- Beksaç MS, Özdemir K, Karakas Ü, Yalçın S, Karaagaoglu E. Development and application of a simple expert system for the interpretation of the antepartum fetal heart rate tracings (version 88/2.29). *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1990b;37:133-141.
- 18- Beksaç MS, Önderoglu LS, Özdemir K, Karakas Ü. The validation of a computerized system for the interpretation of the antepartum fetal heart rate tracings (version 89/2.34). *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1991;42:9-14.
- 19- Beksaç MS, Özdemir K, Erkmen A, Karakas Ü. Intelligent diagnosis of antepartum FHR using neural networks (Turkish system). In: Abstracts of the EC workshop "A critical Appraisal of Fetal Surveillance". European Community Concerted Action Project "New Methods For Perinatal Surveillance". Amsterdam, 1992: 60.
- 20- Berestka JS, Johnson TRB, Hrushesky WJM. Sinusoidal fetal heart rate pattern during breathing is related to the respiratory sinus arrhythmia: A case report. *Am J Obstet Gynecol* 1989;160:690-2.
- 21- **Bernardes** J, Moura AC, Dialina-Azevedo, Marques de Sá, Pereira-Leite. Aquisição e análise automática do cardiotocograma II. *Revista Obstetrícia e Ginecologia* 1989a; 12:13-14.

- 22- **Bernardes J**, Moura C, Fantini M, Marques de Sá JP, Pereira-Leite. Automatic analysis of fetal heart rate tracings with a personal computer system. *J Perinat Med* 1989*b*; 17 Suppl I:196.
- 23- **Bernardes J**, Moura C, Marques-de-Sa JP, Pereira-Leite L. The Porto system for automated cardiotocographic signal analysis. *J Perinat Med* 1991;19:61.
- 24- **Bernardes J**, Moura C, Marques-de-Sa JP, Pereira-Leite L. Automated analysis of cardiotocograms based in the Porto System. In: Abstracts of the EC workshop "A critical Appraisal of Fetal Surveillance". European Community Concerted Action Project "New Methods For Perinatal Surveillance". Amsterdam, 1992*a*:59.
- 25- **Bernardes J**, L. Pereira-Leite, H. P. van Geijn HP, C. Moura, J.P. Marques-de-Sá, P. Vieira-de-Castro, D. Ayres-de-Campos. The Porto System: a potential useful tool for fetal monitoring in hypertensive disorders of pregnancy. In: CIC Edizioni Internazionali: 24th International Congress on Pathophysiology of Pregnancy. Organization Gestosis Press 1992*b*; 43-50.
- 26- **Bernardes J**, Pereira Leite L, Copray F: Como melhorar a utilização da cardiotocografia. As orientações da FIGO para o uso da monitorização fetal. *Arquivos de Medicina*, 1992*c*; 6: 35-39.
- 27- **Bernardes J**. Classic non-stress test and ambulatory stress test in the assessment of umbilical cord compression. Letter to the editor. *Am J Obst Gynecol* 1992;167:1912-13.
- 28- **Bernardes J**, Moura C, Marques-de-Sá JP, Pereira-Leite L. The Porto System. In: HP van Geijn and FJA Copray (Eds): A Critical Appraisal of Fetal Surveillance (in press).
- 29- Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet* 1986;i:307-310.
- 30- Boehm FH. Fetal Distress. In: Assessment and care of the fetus. Prentice-Hall International Inc; 1990:809.
- 31- Borgotta L, Shrout PE, Divon MY. Reliability and reproducibility of nonstress test readings. *Am J Obstet Gynecol* 1988;159:554.

- 32- Bossart H. Fetal Monitoring, present and future. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1987;23:105.
- 33- Boylan P. Intrapartum fetal monitoring. In: Baillière's Clinical Obstetrics and Gynaecology: Baillière Tindall, London 1987; 1:73-95.
- 34- Braitman LE. Confidence intervals assess both clinical significance and statistical significance. *Ann Intern Med* 1991; 114:515-17.
- 35- Buekens P, Kaminski M. Epidemiological evaluation of prenatal screening procedures. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1988;53:67.
- 36- Cabaniss ML. Fetal monitoring interpretation. JB Lippincott Company, Philadelphia, 1993.
- 37- Caldeyro-Barcia R, Poseiro JJ. Fenómenos activos del trabajo de parto normal. In: Obstetricia: Schwarcz R, Sala S, Duverges C. (Eds). El Ateneo, Buenos Aires, 1966; 181-201.
- 38- Caldeyro-Barcia. Intrauterine fetal reanimation in acute intrapartum fetal distress. *Early Human Develop* 1992; 29: 27-33.
- 39- Caplan, RM. Effects of electronic fetal-heart-rate monitoring, as compared to periodic auscultation, on the neurologic development of premature infants. *N Engl J Med* 1990; 323:345-46.
- 40- Caron FJ, van Geijn HP, van Worden EE, swartjes JM, Mantel R. Computerized assessment of fetal behavioral states. *J Perinat Med* 1988;16:365-72.
- 41- Carter MC. Advances in electronic fetal monitors - real or imaginary. *J Perinat Med* 1986;14:405.
- 42- Carter MC. Signal processing and display-cardiotocographs. *Br J Obstet Gynecol* 1993;100 (Supp 9):21-23.
- 43- Chalmers B. WHO appropriate technology for birth revisited. *Br J Obstet Gynecol* 1992;99:709-10.
- 44- Chalmers I, Sinclair JC. Promoting perinatal health: is it time for a change of emphasis in research? *Early Hum Dev* 1985;10:171-191.

- 45- Chalmers I. Evaluating the effects of care during pregnancy and childbirth. In: *Effective Care in Pregnancy and Childbirth*: Iain Chalmers, Murray Enkin, Marc JNC Keirse. Oxford University Press 1989; 3-38.
- 46- Chalmers I, Hetherington J, Elbourne D, Keirse MJNC, Enkin M. Materials and methods used in synthesizing evidence to evaluate the effects of care during pregnancy and childbirth. In: *Effective Care in Pregnancy and Childbirth*: Iain Chalmers, Murray Enkin, Marc JNC Keirse. Oxford University Press 1989; 39-65.
- 47- Chan FY, Ghosh A, Tang M, Lam C. Simultaneous pulsed Doppler velocimetry of fetal aorta and inferior vena cava. Diagnosis of fetal congenital heart block; two case reports. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1990;35:189-95.
- 48- Cheng LC, Gibb DMF, Ájayi RA, Soothill PW. A comparison between computerised (mean range) and clinical visual cardiotocographic assessment. *Br J Obstet Gynecol* 1992;99:817-20.
- 49- Costa-Pereira A. Precisão e validade nos estudos epidemiológicos. Faculdade de Medicina do Porto, 1990.
- 50- Court DJ, Parer JT. Experimental studies of fetal asphyxia and fetal heart rate interpretation. In: Nathanielsz PW and Parer JT (Eds): *Research in Perinatal Medicine*. Perinatology Press, New York, 1984; 113-169.
- 51- Dalton KJ, Dawson AJ. Baseline: a computer method of calculating baseline in fetal heart rate recordings. *Int J Biomed Comput* 1984; 15:311-17.
- 52- Dawes GS, Houghton CRS, Redman CWG. Baseline in human fetal heart-rate records. *Br J Obstet Gynecol* 1982a;89:270-275.
- 53- Dawes GS, Houghton CRS, Redman CWG, Visser GHA. Pattern of the normal human fetal heart rate. *Br J Obstet Gynecol* 1982b;89:276-284.
- 54- Dawes GS. A position paper on analysis of the human fetal heart rate antenatally. In: *Perinatal Monitoring, 4th Progress Report*. Geijn van HP, Ed. EEC Concerted Action Project n° I.1.1, 1985; 217-21.
- 55- Dawes GS, Redman CWG, Smith JH. Improvements in the registration and analysis of fetal heart rate records at the bedside. *Br J Obstet Gynecol* 1985;92:317.

- 56- Dawes GS, Moulden M, Redman CWG. Criteria for the design of fetal heart rate analysis systems. *Int J Biomed Comput* 1990; 25:287.
- 57- Dawes GS, Moulden M, Redman CWG. The advantages of computerized fetal heart rate analysis. *J Perinat Med* 1991a;19:39.
- 58- Dawes GS, Moulden M, Redman CWG. System 8000: Computerized antenatal FHR analysis. *J Perinat Med* 1991b;19:47.
- 59- Dawes GS, Rosevear SK, Pello LC, Moulden M, Redman CWG. Computerized analysis of episodic changes in fetal heart rate variation in early labor. *Am J Obstet Gynecol* 1991c;165:618-24.
- 60- Dawes GS. Computerised analysis of the fetal heart rate. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1991;42:S5-S8.
- 61- Dawes GS, Moulden M, Redman CWG. Short-term fetal heart rate variation, decelerations, and umbilical flow velocity waveforms before labor. *Obstet Gynecol* 1992a;80:673-8.
- 62- Dawes GS Lobb M, Moulden M, Redman CWG, Wheeler T. Antenatal cardiotocogram quality and interpretation using computers. *Br J Obstet Gynecol* 1992b;99:791-97.
- 63- Dawes GS, Redman CWG. Computerized and visual assessment of the cardiotocograph. *Br J Obstet Gynecol* 1993;100:701-705.
- 64- Dawson AJ, Middlemiss C, Jones EM, Gough NA. Fetal heart rate monitoring by telephone. I. Development of an integrated system in Cardiff. *Br J Obstet Gynecol* 1988;95:1018-23.
- 65- Dawson AJ, Middlemiss C, Coles EC, Gough NAJ, Jones ME. A randomized study of a domiciliary antenatal care scheme: the effect on hospital admissions. *Br J Obstet Gynecol* 1989;96:1319-1322.
- 66- De Haan J, Van Bommel JH, Versteeg B, Veth AFL, Stolte FL, Jansens LAM, Eskes TKAB. Quantitative evaluation of fetal heart rate patterns. I- Processing methods. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1971;3:95-102.
- 67- Dennis J, Johnson A, Mutch L, Yudkin P Johnson P. Acid base status at birth and neurodevelopmental outcome at four and a half years. *Am J Obstet Gynecol* 1989; 161:213-20.
- 68- Devoe LD, Castillo RA, Sherline DM. The nonstress test as a diagnostic

test: A critical reappraisal. *Am J Obstet Gynecol* 1985;152:1047.

69- Devoe LD. The nonstress test. In: *Assessment and care of the fetus*. Prentice-Hall International Inc; 1990:365.

70- De Vries HIP, Visser GHA, Prechtl HFR. The emergence of fetal behaviour. II - Quantitative aspects. *Early Human Develop* 1985; 12: 95.

71- De Vries HIP. The rational or irrational of fetal stimulation. In: *Abstracts of the EC workshop "A critical Appraisal of Fetal Surveillance"*. European Community Concerted Action Project "New Methods For Perinatal Surveillance". Amsterdam, 1992: 41.

72- Dijkhoorn MJ, Visser GHA, Touwen BCL, Huisjes HJ. Apgar score, meconium and acidaemia at birth in small-for-gestational age infants born at term, and their relation to neonatal neurological morbidity. *Br J Obstet Gynecol* 1987; 94:873.

73- Divon MY, Torres FP, Yeh S, Paul RH. Autocorrelation techniques in fetal monitoring. *Am J Obstet Gynecol* 1985;151:2-6.

74- Drogdrop AP, Ubels R, Nijhuis JG. The association between fetal body movements, eye movements and heart rate patterns in pregnancies between 25 and 30 weeks of gestation. *Early Human Develop* 1990; 23: 67-73.

75- Donders GGG, Delport SD, Potze F. Isolated complete congenital heart block diagnosed prenatally in Down's syndrome; a case report. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1989;31:283-87.

76- Donker DK. Interobserver variation in the assessment of fetal heart rate recordings. Thesis Free University Amsterdam, 1991.

77- Economides DL, Selinger M, Ferguson J, Bowell PJ, Dawes GS, Mackenzie IZ. Computerized measurement of heart rate variation in fetal anemia caused by rhesus alloimmunization. *Am J Obstet Gynecol* 1992;167:689-93.

78- Ellison PH, Foster M, Sheridan-Pereira M, Mac Donald D. Electronic fetal heart monitoring, auscultation, and neonatal outcome. *Am J Obstet Gynecol* 1991;164:1281.

79- Eskes TKAB. FHR monitoring during the second stage of labour. In: *Abstracts of the EC workshop "A critical Appraisal of Fetal Surveillance"*. European Community Concerted Action Project "New Methods For Perinatal

Surveillance". Amsterdam, 1992: 54.

80- Evans SJW, Mills P, Dawson J. The end of p value ? Br Heart J 1988;60:177-80.

81- Fanning J, Hilgers RD. Meta-analysis. Am J Obstet Gynecol 1993;169:236-37.

82- Feinberg B, Krebs HB. Intrapartum fetal heart rates. In: Fetal Monitoring: JAD Spencer. Castle House Publications Ltd 1989; 150-54.

83- Flynn A, Kelly J, Matthews K, O'Connor M, Viegas O. Predictive value of, and observer variability in, several ways of reporting antepartum cardiotocographs. Br J Obstet Gynecol 1982;89: 434-40.

84- Freeman R. Intrapartum fetal monitoring - a disappointing story. N Engl J Med 1990; 322:624-26.

85- Freeman RK, Lagrew DC. The contraction stress test. In: Assessment and care of the fetus: Eden RD, Bohem FH , ed. Prentice-Hall International Inc; 1990:351-63.

86- Fukushima T, Flores CA, Hon EH, Davidson EC. Limitations of autocorrelation in fetal heart rate monitoring. Am J Obstet Gynecol 1985;153:685-92.

87- Fukushima T, Hon E. Fetal pH and FHR patterns in labour. In: Fetal Monitoring: JAD Spencer. Castle House Publications Ltd 1989; 165-171.

88- Gaziano EP, Freeman DW, Bendel RP. FHR variability and other heart rate observations during second stage of labor. Obstet Gynecol 1980;56:42-47

89- Gibb DFM, Arulkumaran S. Assessment and management of uterine contractions. In: Baillière's Clinical Obstetrics and Gynaecology: Baillière Tindall, London 1987; 1:111-129.

90- Gibb DFM. Uterine activity in labour. In: Fetal Monitoring: JAD Spencer. Castle House Publications Ltd 1989; 138-142.

91- Gibb DFM. Measurement of uterine activity in labour - clinical aspects. Br J Obst Gynaecol 1993; 100, sup 9:28-31.

92- Gonen R, Braithwaite N, Milligan JE. Fetal heart rate monitoring at home and transmission by telephone. Obstet Gynecol 1990;75;464.

- 93- Goldman L. Quantitative aspects of clinical reasoning. In: Harrison's Principles of Internal Medicine: Wilson, Braunwald, Isselbacher, Petersdorf, Martin, Fauci, Root. McGraw-Hill, Inc. New York, 1991;5-11.
- 94- Graça LM. Cardiotocografia: um diálogo com o feto. Ed. Matriz, Lisboa, 1985.
- 95- Graça LM, Cardoso CG, Calhaz-Jorge C. An approach to interpretation and classification of sinusoidal fetal heart rate patterns. Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol 1987;27:203-12.
- 96- Grant A. Principles for clinical evaluation of methods of perinatal monitoring. J Perinat Med 1984;12:227.
- 97- Grant A. Monitoring the fetus during labour. In: Effective Care in Pregnancy and Childbirth: Iain Chalmers, Murray Enkin, Marc JNC Keirse. Oxford University Press 1989; 846-82.
- 98- Grant JM. The fetal heart rate is normal, isn't it ? Observer agreement of categorical assessments. The Lancet 1991;337:215-218.
- 99- Griffin RL, Caron FJM, Van Geijn HP. Behavioural states in the human fetus during labor. Am J Obstet Gynecol 1985;152:828-33.
- 100- Hage ML. Interpretation of nonstress tests. Am J Obstet Gynecol 1985; 153:490-5.
- 101- Hankins GDV. Apgar scores: are they enough? Contemporary Ob/Gyn 1991; 36:13-25.
- 102- Haverkamp AD. Fetal monitoring in high-risk labour. In: Fetal Monitoring: JAD Spencer. Castle House Publications Ltd 1989; 207-10.
- 103- Heeswijk M, Nijhuis JG, Hollanders H. Fetal heart rate in early pregnancy. Early Human Develop 1990; 22: 151.
- 104- Henson G, Dawes GS, Redman CWG. Characterization of the reduced heart rate variation in growth-retarded fetuses. Br J Obstet Gynecol 1984;91:751-755.
- 105- Heringa M, Huisjes HJ. Prenatal screening: current policy in EC countries. Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol 1988;28 (supp):7-52.

- 106- Hernandez C, Gómez L, Arias JE. Ergonomic design in perinatal monitoring. IEEE Trans Biomed Eng 1983; 308-311..
- 107- Hernandez C, Arias JE. Syntactic pattern recognition of fetal stress. J Biomed Eng 1984; 6: 97.
- 108- Hernandez C, Arias JE, Gómez L. A perinatal monitoring display based on the fetal topogram. IEEE Trans Biomed Eng 1986; vol BME - 33: 785.
- 109- Hernandez C, Betanzos AA, Arias JE. Automatic unit for monitoring and diagnosis with the contraction stress test. Med & Biol Eng & Comp 1988; 26: 410-15.
- 110- Hiett, AK, Devoe LD, Youssef A, Gardner P, and Black M. A comparison of visual and automated methods of analyzing fetal heart rate tests. Am J Obstet Gynecol 1993;168:1517-21.
- 111- Hon EH. Management of fetal distress. In: Controversy in Obstetrics and Gynecology. Reid DE, Barton TC, Eds. WB Saunders Company. Philadelphia 1969; 239.
- 112- Hon EH. Additional observations on "pathologic" bradycardia. Am J Obst Gynecol 1974;118:428-41.
- 113- Huddleston JF. Electronic Fetal Monitoring. In: Assessment and care of the fetus. Prentice-Hall International Inc; 1990:449.
- 114- Huisjes HJ, Hadders-Algra M. Factors influencing neonatal Condition at birth. In: Fetal Monitoring: JAD Spencer. Castle House Publications Ltd 1989; 223-27.
- 115- Iffy L, Apuzzio JJ. Effects of electronic fetal-heart-rate monitoring, as compared to periodic auscultation, on the neurologic development of premature infants. N Engl J Med 1990; 323:345-46.
- 116- Johnson P. Fetal distress or physiological response and adaptation? In: Fetal Monitoring: JAD Spencer. Castle House Publications Ltd 1989; 28-33.
- 117- Jongsma HW, Oostendorp TF, Martin CB. Visual segmentation and characterisation of cardiotocograms: a summary of referee results. In: Perinatal Monitoring, 3th Progress Report. Geijn van HP, Ed. EEC Concerted Action Project n° I.1.1, 1984; 203-4.

- 118- Jongsma HW, Eskes TKAB. Validity of electronic fetal monitoring: a comparative study in seven university hospitals. In: Di Renzo, Cosmi E, Eds. Proceedings, XI European Congress of Perinatal Medicine. Chur: Harwood Academic Publishers 1984: 124-66.
- 119- Jongsma HW, Nijhuis JG. Critical analysis of the validity of electronic fetal monitoring. *J Perinat Med* 1991;19:33-37.
- 120- Kleinman C, Copel JA. Fetal cardiac dysrhythmias. In: Maternal-Fetal Medicine. Principles and practice. Creasy RC, Resnik R Ed. WB Saunders Company, Philadelphia 1989; 344-55.
- 121- Klavan M, Laver A, Boscola MA. Clinical Concepts of fetal heart rate monitoring. Hewlett Packard, Massachusetts 1977.
- 122- Krause W. Natali, a computer aided system for supervision of labour. The 2nd World Symposium Computers in the Care of the Mother, Fetus and Newborn. Niess Elektromedikin. Blaustein, Germany, 1989.
- 123- Lafeber HN. Neonatal assessment; endpoints of fetal condition and landmarks for further development. In: Abstracts of the EC workshop "A critical Appraisal of Fetal Surveillance". European Community Concerted Action Project "New Methods For Perinatal Surveillance". Amsterdam, 1992: 20.
- 124- Lau JN, Reis LP, Marques-de-Sá JP, Jossinet J, **Bernardes J**. Neural networks in physiological signal and image analysis. In: Conference proceedings, RecPad, Porto 1993: 23-30.
- 125- Lawson GW, Dawes GS, Redman C. Analysis of fetal heart rate on-line at 32 weeks gestation. *Br J Obstet Gynecol* 1984;91:542.
- 126- Leveno KJ. Intrapartum fetal heart rate monitoring. Unfulfilled great expectations. *Obstetrics/Gynecology Report* 1989;1:231.
- 127- Lichten EM: Continuous electronic fetal monitoring and interpretation by microcomputer. *J Clin Eng* 1986; 11:233.
- 128- Lidegaard O, Bottcher LM, Weber T. Description, evaluation and clinical decision making according to various fetal heart rate patterns. Inter-observer and regional variability. *Acta Obstet Gynecol Scand* 1992; 71: 48-53.

- 129- Lotgering FK, Wallenburg HCS, Schouten HJA. Interobserver and intraobserver variation in the assessment of antepartum cardiotocograms. *Am J Obstet Gynecol* 1982;144:701.
- 130- Maeda K, Tatsumura M, Nakajima K, Nagata N. Computerized assessment of fetal wellbeing. In: Belfort P, Pinotti JA and Eskes TKAB (Eds): *Advances in Gynecology and Obstetrics Series. The Proceedings of the XIIth World Congress Of Gynecology and Obstetrics*. The Parthenon Publishing Group, New Jersey, 1989;
- 131- Maeda K. Computerized analysis of cardiotocograms and fetal movements. *Baillière's Clinical Obstetrics and Gynecology* 1990;4:797.
- 132- Manning FA, Menticoglou S, Harman CR, Morrison I, Lange IR. Antepartum fetal risk assessment: the role of the fetal biophysical profile score. In: *Baillière's Clinical Obstetrics and Gynaecology*: Baillière Tindall, London 1987; 1:55-72.
- 133- Manning FA. The Biophysical Profile. In: *Fetal Monitoring*: JAD Spencer. Castle House Publications Ltd 1989; 73-84.
- 134- Mantel R, van Geijn HP, Caron FJM, Swartjes JM, van Woerden EE, Jongsma HW. Computer analysis of antepartum fetal heart rate: 1. baseline determination. *Int J Biomed Comput* 1990a; 25:261.
- 135- Mantel R, van Geijn HP, Caron FJM, Swartjes JM, van Woerden EE, Jongsma HW. Computer analysis of antepartum fetal heart rate: 2. detection of accelerations and decelerations. *Int J Biomed Comput* 1990b; 25:273.
- 136- Mantel R, Van Geijn HP, Ververs IAP, Copray FJA. Automated analysis of near-term antepartum fetal heart rate in relation to fetal behavioral states: The Sonicaid System 8000. *Am J Obstet Gynecol* 1991;165:57-65.
- 137- Marques-de-Sá JP, Moura C, **Bernardes** J, Pereira-Leite L. Automatic analysis of cardiotocographic signals with a personal computer. In: Faust U (Ed): *Proceedings of the 1st European Conference on Biomedical Engineering*. Commission of the European Communities, 1991; 247-248.
- 138- Marques-de-Sá JP, Moura C, **Bernardes** J, Pereira-Leite L. Análise automática de sinais cardiotocográficos. *Acta Médica Portuguesa*, 1992; 5: 28-30.

- 139- Martin CB. Introduction and overview of activities of working group "Description and evaluation of cardiotocograms" October 1983- September 1984. In: Perinatal Monitoring, 3th Progress Report. Geijn van HP, Ed. EEC Concerted Action Project nº I.1.1, 1984; 113-17.
- 140- McCusker J, Harris DR, Hosmer DW. Association of electronic fetal monitoring during labor with cesarean section rate and with neonatal morbidity and mortality. Am J Public Health 1988; 1170-74.
- 141- Meier PR. Electronic fetal monitoring and cesarean section. N Engl J Med 1987; 316:481.
- 142- Melchior J, Bernard N. Second stage fetal heart rate patterns. In: Fetal Monitoring: Spencer JAD Ed. Castle House Publications Ltd, Kent 1989: 155-58.
- 143- Merger R, Lévy J, Melchior J. Précis D' Obstetrique. Masson, Paris, 1985.
- 144- Miller FC, Frazier CN. Fetal scalp blood sampling. In: Assessment and care of the fetus: Eden RD, Bohem FH , ed. Prentice-Hall International Inc; 1990:459-64.
- 145- Miller FC, Pearse KE, Paul RH. Fetal heart rate pattern recognition by the method of auscultation. Obstet Gynecol 1984;64:332..
- 146- Mohide P, Grant A. Evaluating diagnosis and screening during pregnancy and childbirth. In: Effective Care in Pregnancy and Childbirth: Iain Chalmers, Murray Enkin, Marc JNC Keirse. Oxford University Press 1989; 66-80.
- 147- Mohide P, Keirse MJNC. Biophysical assessment of fetal well-being. In: Effective Care in Pregnancy and Childbirth: Iain Chalmers, Murray Enkin, Marc JNC Keirse. Oxford University Press 1989; 477-92.
- 148- Montenegro N, Awoust J, Levi S, Pereira Leite L. Comportamento fetal - Novas perspectivas no estudo do bem-estar fetal. Arquivos de Medicina 1990; 3:259.
- 149- Montenegro N. Anátomo-fisiopatologia da circulação feto-placentar. Implicações clínicas da fluxometria Doppler. (tese de doutoramento) Porto: Faculdade de Medicina, 1993.

- 150- Moura AC, Dialina-Azevedo, Marques de Sá JP, **Bernardes J**, Pereira-Leite. Aquisição e análise automática do cardiotocograma. In: Proceedings do Bioeng'88. Faculdade de Medicina do Porto, 1988; 125-26.
- 151- Moura AC, **Bernardes J**, Marques-de-Sá JP, Pereira-Leite. Processamento e caracterização de sinais cardiotocográficos. In: Proceedings do Bioeng'90: Vaz F, Borges AR. Departamento de Electrónica e Telecomunicações da Universidade de Aveiro, 1990; 8.6.1-8.6.3.
- 152- Murphy KW, Turnbull A. Fetal heart rate accelerations in second-stage of labour; two case reports. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1989;32:163-68.
- 153- Neilson JP. Perinatal Loss and appropriate fetal surveillance. In: Abstracts of the EC workshop "A critical Appraisal of Fetal Surveillance". European Community Concerted Action Project "New Methods For Perinatal Surveillance". Amsterdam,1992: 17.
- 154- Nielson PV, Stibsby B, Nickelsen C Nim J. Intra- and inter-observer Variability in the assessment of the intrapartum cardiotocograms. *Acta Obstet Gynecol Scand* 1987; 66: 421-4.
- 155- Nielsen PV, Stigsby B, Nickelsen C, Nim J. Computer assessment of the intrapartum cardiotocogram. II. The value of compared with visual assessment. *Acta Obstet Gynecol Scand* 1988;67:461-4.
- 156- Nijhuis JG, Kruij N, van Wijck JAM. Fetal brain death. Two case reports. *Br J Obstet Gynaecol* 1988;95:197.
- 157- Nijhuis JG. Fetal Behavioural States. In: *Fetal Monitoring*: Spencer JAD Ed. Castle House Publications Ltd, Kent 1989: 24-27.
- 158- Nijhuis JG. Fetal motility and fetal behaviour. In: Abstracts of the EC workshop "A critical Appraisal of Fetal Surveillance". European Community Concerted Action Project "New Methods For Perinatal Surveillance". Amsterdam,1992: 40.
- 159- Niswander KR. Can electronic fetal heart rate monitoring predict neurological damage? *Obst/Gynecol Report* 1989;1:128.
- 160- Oostendorp T, Stigsby B. Methods for comparison of computer segmentation and visual segmentation of cardiotocograms. In: *Perinatal Monitoring, 3th Progress Report*. Geijn van HP, Ed. EEC Concerted Action Project nº I.1.1, 1984; 195-99.

- 161- Painter Mj, Deppe R, O'Donoghue PP. Fetal heart rate patterns and development in the first year of life. *Am J Obstet Gynecol* 1978; 132:271.
- 162- Painter MJ, Scott M, Hirsch RP, O'Donoghue P. Fetal heart rate patterns during labor: neurologic and cognitive development at six to nine years of life. *Am J Obstet Gynecol* 1988;159:854-58.
- 163- Paintin DB. Commentaries. Effective Care in Pregnancy and Childbirth. *Br J Obstet Gynaecol*. 1990;97:967-73.
- 164- Parer WJ, Parer JT, Holbrook RH, Block BSB. Validity of mathematical methods of quantitating fetal heart rate variability. *Am J Obstet Gynecol* 1985;153:402-9.
- 165- Parer JT. Intrapartum fetal heart rate monitoring. Routine use is indicated. *Obst/Gynecol Report* 1989a;1:229.
- 166- Parer JT. Fetal heart rate. In: *Maternal-Fetal Medicine. Principles and practice*. Creasy RC, Resnik R Ed. WB Saunders Company, Philadelphia 1989b; 330-344.
- 167- Parer JT, Livingston EG. What is fetal distress? *Am J Obstet Gynecol* 1990;162:1421-7.
- 168- Parsons RJ, Chandler CJ, Palmer A, Maeda K. The automatic diagnosis of fetal distress by microcomputer. In: *Perinatal Monitoring, 4th Progress Report*. Geijn van HP, Ed. EEC Concerted Action Project n° I.1.1, 1985; 203-4.
- 169- Patrício B. Reserva respiratória fetal. Métodos de avaliação. *Cardiotocografia ante-parto*. Faculdade de Medicina do Porto, 1983.
- 170- Peck TM. Physicians' subjectivity in evaluating oxytocin challenge tests. *Obstet Gynecol* 1980;56:13.
- 171- Pello LC, Dawes GS, Smith J, Redman CWG. Screening of fetal heart rate in early labour. *Br J Obstet Gynecol* 1988; 95:1128.
- 172- Phelan JP. Tests of fetal well-being using the fetal heart rate. In: *Fetal Monitoring*: JAD Spencer (Ed). Castle House Publications Ltd 1989; 60-63.
- 173- Phelan JP. Was it intrapartum fetal distress? *Contemporary Ob/Gyn* 1991; 36:26-34.

- 174- Pose SV. Sufrimiento fetal. In: *Obstetricia*: Schwarcz R, Sala S, Duverges C. (Eds). El Ateneo, Buenos Aires, 1966; 623-38.
- 175- Reis I, Vieira-Castro P, Furtado J, **Bernardes J**. NST - variabilidade de critérios e atitudes. VI Reunião Clínica Anual do Serviço de Obstetrícia. Porto 1990.
- 176- Redman CWG. Communicating the significance of the fetal heart rate record to the user. *Br J Obstet Gynecol* 1993;100 (Supp 9):24-27.
- 177- Ribbert LSM, Fidler V, Visser GHA. Computer-assisted analysis of normal second trimester fetal heart rate patterns. *J Perinat Med* 1991;19:53.
- 178- Rothman KJ. A show of confidence. *N Engl J Med* 1978; 299:1362-63.
- 179- Rooth G, Huch A, Huch R. Guidelines for the use of fetal monitoring. *Int J Gynaecol Obstet* 1987;25:159.
- 180- Rostow VP, Osterweis M, Bulger RJ. Medical professional liability and the delivery of obstetrical care. *N Engl J Med* 1989; 321: 1057-60.
- 181- Sacks H, Berrier J, Reitman D, Ancona-Berk VA, Chalmers TC. Meta-analysis of randomized controlled trials. *N Engl J Med* 1987; 316: 450-55.
- 182- Saling E, Langner K. Fetal acid-base measurements in labour. In: *Fetal Monitoring*: JAD Spencer. Castle House Publications Ltd 1989; 172-178.
- 183- Sandmire HF. Whither electronic fetal monitoring? *Obstet Gynecol* 1990; 76:1130.
- 184- Sarmandal P, Bailey SM, Grant JM. Comparison of three methods of assessing inter-observer variation applied to ultrasonic fetal measurements in the third trimester. *Br J Obstet Gynecol* 1989; 96:1261.
- 185- Scherjon SA, Kok JH, Oosting H, Zondervan HA. Intra-observer and inter-observer reliability of the pulsatility index calculated from pulsed Doppler flow velocity waveforms in three fetal vessels. *Br J Obstet Gynecol* 1993; 100:134-38.
- 186- Schiffrin BS, Clement D. Routine antepartum fetal heart rate monitoring. In: *Fetal Monitoring*: Spencer JAD Ed. Castle House Publications Ltd, Kent 1989: 98-103.

187- Schiffrin BS, Myers S. Effects of electronic fetal-heart-rate monitoring, as compared to periodic auscultation, on the neurologic development of premature infants. *N Engl J Med* 1990; 323:346.

188- Schiffrin BS, Amsel J, Burdorf G. The accuracy of auscultatory detection of fetal cardiac decelerations: a computer simulation. *Am J Obstet Gynecol* 1992;166:566-76.

189- Schmidt W, Gnirs J. Application of kinetocardiocography. In: Abstracts of the EC workshop "A critical Appraisal of Fetal Surveillance". European Community Concerted Action Project "New Methods For Perinatal Surveillance". Amsterdam, 1992: 55.

190- Schneider E, Schulman H, Farmakides G, Chan L. Clinical experience with antepartum computerized fetal heart rate monitoring. *J Matern Fetal Invest* 1992;2:41-44.

191- Schneider E, Schulman H, Farmakides G, Paksima S. Comparison of the interpretation of antepartum fetal heart rate tracings between a computer program and experts. *J Matern Fetal Invest* 1991;1:205-208.

192- Searle JR, Devoe LD, Phillips MC, Searle NS. Computerized analysis of resting fetal heart rate tracings. *Obstet Gynecol* 1988;71:407.

193- Sherer DM, Abramowicz JS, D' Amico ML, Caverly CB, Woods JR. Fetal vibratory acoustic stimulation in twin gestations with simultaneous fetal heart rate monitoring. *Am J Obstet Gynecol* 1991;164:1104-6.

194- Sherer DM, D'amico ML, Arnold C, Ron M, Abramowicz JS. Physiology of isolated long-term variability of the fetal heart rate. *Am J Obstet Gynecol* 1993;169:113-5.

195- Shy KK, Luthy DA, Benett FC, Whitefield M, Larson EB, van Belle G, Hughes JP, Wilson JA, Stenchever MA. Effects of electronic fetal-heart-rate monitoring, as compared to periodic auscultation, on the neurologic development of premature infants. *N Engl J Med* 1990; 323:347-48.

196- Silverman F, Suidan J, Wasserman J, Antoine C, Young B. The Apgar score: is it enough? *Obstet Gynecol* 1985;66:331-36.

197- Smith CV, Paul RH. Antepartum cardiotocography. In: Baillière's Clinical Obstetrics and Gynaecology: Baillière Tindall, London 1987; 1:17-28.

- 198- Smith JH, Dawes GS, Redman CWG. Low human fetal heart rate variation in normal pregnancy. *Br J Obstet Gynecol* 1987;94:656.
- 199- Smith CV, Paul RH. Antepartum cardiotocography. In: *Baillière's Clinical Obstetrics and Gynaecology*: Baillière Tindall, London 1987; 1:17-28.
- 200- Smith JH, Anand KJS, Cotes PM, Dawes GS, Harkness RA, Howlett TA, Rees LH, Redman CWG. Antenatal fetal heart rate variation in relation to the respiratory and metabolic status of the compromised human fetus. *Br J Obst Gynaecol* 1988; 95:980-989.
- 201- Snijders RJM, Ribbert LSM, Visser GHA, Mulder EJJ. Numeric analysis of heart rate variation in intrauterine growth-retarded fetuses: A longitudinal study. *Am J Obstet Gynecol* 1992;166:22-27.
- 202- Spencer JAD, Belcher R, Dawes GS. The influence of signal loss on the comparison between computer analysis of the fetal heart rate in labour using Doppler ultrasound (with autocorrelation) and simultaneous scalp electrocardiogram. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1987;25:29-34.
- 203- Spencer JAD. Preface of Fetal Monitoring: JAD Spencer. Castle House Publications Ltd 1989; 28-33.
- 204- Spencer JAD. Intrapartum hypoxia, birth asphyxia and handicap. In: *Fetal Monitoring*: JAD Spencer. Castle House Publications Ltd 1989; 228-32.
- 205- Spencer JAD. FHR interpretation during the antepartum period. In: *Abstracts of the EC workshop "A critical Appraisal of Fetal Surveillance"*. European Community Concerted Action Project "New Methods For Perinatal Surveillance". Amsterdam, 1992: 49.
- 206- Spencer JAD. Clinical overview of cardiotocography. *Br J Obst Gynaecol* 1993; 100, sup 9:4-7.
- 207- Stark CF, Gibbs RS, Freedman WL. Comparison of umbilical artery pH and 5-minute Apgar score in the low-birth-weight and ver-low-birthweight infant. *Am J Obstet Gynecol* 1990;163:818-23.
- 208- Steer PJ, Eigb F, Lissauer TJ, Beard RW. Interrrelationships among abnormal cardiotocograms in labor, meconium staining of the amniotic fluid, arterial cord pH and Apgar scores. *Obstet Gynecol* 1989;74:715-21.

- 209- Steer PJ. Standards in fetal monitoring - practical requirements for uterine activity measurement and recording. *Br J Obst Gynaecol* 1993; 100, sup 9:32-36.
- 210- Stigsby B, Nielson PV, Docker M. Computer description and evaluation of cardiotocograms: a review. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1986;21:61.
- 211- Stigsby B, Nielson PV, Nickelsen C, Nim J. Computer assessment of the intrapartum cardiotocogram. I. Methods of data reduction and diagnostic procedure. *Acta Obstet Gynecol Scand* 1988;67:455-60.
- 212- Street P, Dawes GS, Moulden M, Redman CWG. Short-term variation in abnormal antenatal fetal heart rate records. *Am J Obstet Gynecol* 1991;165:515-23.
- 213- Swartjes JM, Van Geijn HP, Mantel R, Schoemaker HC. Quantitated fetal heart rhythm at 20, 32 and 38 weeks of gestation and dependence on rest-activity patterns. *Early Human Develop* 1992; 28: 27-36.
- 214- Symonds EM. Medico-legal aspects of fetal surveillance. In: Abstracts of the EC workshop "A critical Appraisal of Fetal Surveillance". European Community Concerted Action Project "New Methods For Perinatal Surveillance". Amsterdam, 1992: 101.
- 215- Symonds EM. Litigation and the cardiotocogram. *Br J Obst Gynaecol* 1993; 100, sup 9:8-9.
- 216- Tejani N, Verma U. Correlation of Apgar scores and umbilical artery acid-base status to mortality and morbidity in the low birth weight neonate. *Obstet Gynecol* 1989;73:597-200.
- 217- Thacker SB, Berkelman RL. Assessing the diagnostic accuracy and efficacy of selected antepartum fetal surveillance techniques. *Obstet Gynecol Surv* 1986;41:121.
- 218- Thacker SB. Effectiveness and safety of intrapartum fetal monitoring. In: *Fetal Monitoring*: JAD Spencer. Castle House Publications Ltd 1989; 211-17.
- 219- Todros T, Presbitero P, Gaglioti P, Demarie D. Conservative management of fetal bigeminy arrhythmia leading to persistent bradycardia. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1990;34:211-215.
- 220- Trimpos JB, Keirse MJNC. Observer variability in assessment of antepartum cardiotocograms. *Br J Obstet Gynaecol* 1978;85:900-906.

- 221- Uzan S, Fouillot JP, Sureau C. Computer analysis of FHR patterns in labour. In: Fetal Monitoring: JAD Spencer. Castle House Publications Ltd 1989; 159-164.
- 222- Uzan S, Uzan M, Salat-Baroux J, Sureau C. Tele monitoring foetal. *Rech Gynécol* 1989;1:321-26.
- 223- Uzan S. Fetal monitoring by telephone. In: Abstracts of the EC workshop "A critical Appraisal of Fetal Surveillance". European Community Concerted Action Project "New Methods For Perinatal Surveillance". Amsterdam, 1992: 56.
- 224- Van den Berg P, Schmidt S, L Gesche J, Saling E. Fetal distress and the condition of the newborn using cardiotocography and fetal blood analysis during labor. *Br J Obstet Gynaecol* 1987;94:74-85.
- 225- Van Geijn HP, Jongsma HW, De Haan J, Eskes TKAB, Prechtl HFR. Heart rate as an indicator of the behavioral state; studies in the newborn and prospects for fetal heart rate monitoring. *Am J Obstet Gynecol* 1980a;136:1061-66.
- 226- Van Geijn HP, Jongsma HW, de Haan J, Eskes TKAB. Analysis of heart rate and beat-to-beat variability: Interval difference index. *Am J Obstet Gynecol* 1980b;138:246-52.
- 227- Van Geijn HP. Studies on fetal and neonatal baseline heart rate variability. Thesis Catholic University Nimegen, Krips Repro Meppel, Nimegen, The Netherlands, 1980.
- 228- Van Geijn HP. Fetal monitoring: the evaluation of fetal heart rate patterns. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1987;23:117.
- 229- Van Geijn HP, Jongsma, Derom R, Eskes TKAB. Eds. *Int J Biomed Comput* 1990; 25:235.
- 230- Van Geijn HP, Copray FJA, Donkers DK, Bos MH. Diagnosis and management of intrapartum fetal distress. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1991;42:S63-S72.
- 231- Van Geijn HP. FHR interpretation during the first stage of labour. In: Abstracts of the EC workshop "A critical Appraisal of Fetal Surveillance". European Community Concerted Action Project "New Methods For Perinatal Surveillance". Amsterdam, 1992: 53.

- 232- Van Geijn HP, Mantel R, Ververs IAP, Copray FJA. Automated analysis of FHR: Evaluation? (letter to the Editors; reply) *Am J Obstet Gynecol* 1992a;167:1913-14.
- 233- Van Geijn HP, Donker DK, Hasman A. How objective is visual evaluation of ante- and intrapartum cardiotocograms. In: Saling E, Ed. *Nestlé Nutrition Workshop Series; Perinatology*. Raven Press, New York, 1992b;67-77.
- 234- Van Woerden EE, Geijn van HP, Swartjes JM, Caron FJM, Brons JTJ, Arts NFTh. Fetal heart rhythms during behavioural state 1F. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1988;28:29-38.
- 235- Van Woerden EE, Geijn van HP, Caron FJM, Swartjes JM, Mantel R. Automated assignment of behavioural states in the human near term fetus. *Early Human Develop* 1989;19:137-46.
- 236- Van Woerden EE. Fetal heart rate and movements. Their relationship within behavioural states 1F and 2F. Thesis Free University Amsterdam, "All In" B.V., Katwijk, The Netherlands, 1989.
- 237- Van Woerden EE, Geijn van HP, Caron FJM, Mantel R. Spectral analysis of fetal heart rhythm in relation to fetal regular mouthing. *Int J Biomed Comput* 1990; 25:253-60.
- 239- Van Woerden EE, Geijn van HP, Mantel R, Swartjes JM. Duration, amplitude and shape of accelerations in relation to fetal body movements in behavioural state 2F. *J Perinat Med* 1991;19:73-80.
- 240- Van Woerden EE, Geijn van HP. Factors influencing the fetal heart. In: *Abstracts of the EC workshop "A critical Appraisal of Fetal Surveillance"*, Amsterdam, 1992.
- 241- Van Vliet MAT, Martin CB, Nijhuis JG, Prechtl HFR. Behavioural states in growth-retarded human fetus. *Early Human Develop* 1985;12:183.
- 242- Vieira-de-Castro P, Bernardes J, Pereira-Leite L, Santos-Jorge C, J. Braga, P. Moura, L. Graça. Fetal heart rate monitoring in hypertensive disease of pregnancy. How reproducible is visual reading of cardiotocograms? 24th International Congress on Pathophysiology of Pregnancy. Porto, 1992.
- 243- Vintzileos AM. The biophysical profile. Predictor of fetal condition at birth. *Obst/Gynecol Report* 1989;1:140-151.

- 244- Vintzileos AM., Fleming AD, Scorza W, Wolf EJ, Balducci J, Campbell WA, Rodis JF. Relationship between fetal biophysical activities and umbilical cord blood gas values. *Am J Obstet Gynecol* 1991;165:707-13.
- 245- Visser GHA, Dawes GS, Redman CWG. Numerical analysis of the normal antenatal fetal heart rate. *Br J Obstet Gynecol* 1981. 88:792.
- 246- Visser GHA, Laurini RN, Vries JIP, Bekedam DJ, Prechtl HFR. Abnormal motor behaviour in anencephalic fetus. *Early Human Develop* 1985; 12: 173.
- 247- Visser GHA, Stigter RH, Bruinse HW. Management of the growth-retarded fetus. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1991; 42: S71-S74.
- 248- Wald N, Cuckle H. Reporting the assessment of screening and diagnostic tests. *Br J Obst Gynaecol* 1989; 96:389.
- 249- Wakatsuki A, Murata Y, Ninomiya Y, Masaoka N, Tyner JG, Kutty K. Autonomic nervous system regulation of baseline heart rate in the fetal lamb. *Am J Obstet Gynecol* 1992;167:519-23.
- 250- Whittle MJ. An overview of fetal monitoring. In: Baillière's Clinical Obstetrics and Gynaecology: Baillière Tindall, London 1987; 1:203-218.
- 251- Widness JA, Teramo KA, Clemons GK, Coustan DR, Cavalieri RL, Welch GP, Schwartz R. Correlation of the interpretation of fetal heart rate records with cord plasma erythropoietin levels. *Br J Obst Gynaecol* 1985; 92:326-32.
- 252- Winkler CL, Hauth JC, Tucker JM, Owen J, Brumfield CG. Neonatal complications at term as related to the degree of umbilical artery acidemia. *Am J Obstet Gynecol* 1991;164:637-41.
- 253- Wood C, Renou P, Oats J et al. A controlled trial of fetal heart rate monitoring in a low-risk population. *Am J Obstet Gynecol* 1981;141:527.
- 254- Woolley B, Peevy KJ, Mendenhall HW. Abnormal fetal heart rate patterns and percentage of creatine phosphokinase-2. *Am J Obstet Gynecol* 1983;147:701-2.
- 255- Working Party on Cardiotocograph Technology - Abstract, Objectives and Propositions. *Br J Obst Gynaecol* 1993; 100, sup 9:2-3.

256- Wulff HR. Confidence limits in evaluating controlled therapeutic trials. Lancet 1973;i,263:969-970.

257- Zuspan FP, Quilligan EJ, Iams JD, van Geijn HP. Predictors of intrapartum fetal distress: The role of electronic fetal monitoring. Report of the National Institute of Child Health and Human Development Consensus Development Task Force. Am J Obstet Gynecol 1979;135:287.

APÊNDICES

A- Orientações da FIGO para o uso da monitorização fetal

1. Introdução

A reunião de trabalho da FIGO sobre orientações para o uso da monitorização da frequência cardíaca fetal (FCF), teve lugar no Departamento de Obstetrícia da Universidade de Zurique, na Suíça, em 28 e 29 de Março de 1985.

O presidente, Prof. G. Rooth, deu as boas vindas aos participantes, em seu nome e dos organizadores da reunião, Professores A. Huch e R. Huch. Os Drs. P. M. Dunn e H. Schneider e o presidente foram nomeados relatores. Vários aspectos da monitorização fetal foram abordados pelos palestrantes convidados e discutidos por eles e pela audiência. Os presentes concordaram quanto às conclusões e recomendações seguintes que passaram a ser adoptadas pela Subcomissão de Normas de Medicina Perinatal da FIGO e posteriormente pela Comissão Permanente de Mortalidade e Morbilidade Perinatal da FIGO .

O objectivo destas orientações é ajudar ao uso adequado da monitorização electrónica da FCF.

1.1 A FCF tem sido usada como um indicador de bem-estar fetal desde há 160 anos. O único método disponível até há poucos anos para estudo da FCF foi a auscultação intermitente com estetoscópio. No último quarto de século a electrónica tornou a monitorização contínua possível.

1.2 Apesar da monitorização electrónica contínua fornecer informações muito mais fideis do que a auscultação intermitente, é relativamente cara em termos de equipamento, necessita de assistência técnica que garanta o seu bom funcionamento e obriga a dispor de médicos capazes de interpretar os dados. Sem este apoio a monitorização electrónica da FCF pode mesmo ser contraproducente. Até que um país tenha desenvolvido infra-estruturas de Saúde Pública, atendimento profissionalizado durante a gravidez, o parto e o nascimento, programas de nutrição adequada para a grávida e de cuidados neonatais, a monitorização electrónica da FCF contribuirá muito pouco para a diminuição da morbilidade e mortalidade fetal não justificando os custos da sua introdução e utilização generalizada num país em desenvolvimento. Contudo, o seu valor para o ensino e investigação é obviamente o mesmo tanto nos países em desenvolvimento como nos outros.

1.3 Ao preparar estas orientações assumiu-se que todos os recursos humanos e materiais necessários para a monitorização electrónica da FCF estão facilmente disponíveis. Este não é o caso de muitos hospitais mesmo em países desenvolvidos. Nos países em desenvolvimento deve ser dada a mais alta prioridade ao provimento dos cuidados pré-natais básicos e à disponibilização de capacidades e recursos capazes de enfrentar as principais causas de morte materna.

Em pacientes à partida sem factores de risco evidentes também podem ocorrer acidentes inesperados durante o trabalho de parto. Por isso, toda a Sala de Partos necessita de pessoal treinado e de equipamento adequado para avaliar o estado de cada feto durante o parto e para actuar apropriadamente.

Quanto mais baixa for a mortalidade perinatal maior será a frequência relativa de perdas e sequelas perinatais atribuídas a estes factores de risco não prognosticáveis durante o parto.

1.4 Determinados padrões dos registos da monitorização electrónica da FCF estão fortemente associados a alterações específicas do estado de saúde fetal. Contudo, verificam-se frequentemente dúvidas no que se refere à sua interpretação. O resultado de interpretações incorrectas ou da sobrevalorização do potencial de diagnóstico da monitorização electrónica da FCF podem ser intervenções cirúrgicas desnecessárias. Por isso nunca é de mais salientar que a compreensão e a interpretação de um registo da FCF não é um assunto fácil e que a formação sobre as bases fisiológicas e a prática da monitorização fetal é indispensável a todos de quem se esperam tomadas de decisão sobre registos da FCF. Além disso é necessário acentuar que se é verdade que determinados padrões são indicadores sensíveis de hipóxia fetal, a sua especificidade é baixa. É raramente possível quantificar a hipóxia somente pelos registos da FCF. O registo representa apenas uma parte da informação que tem de ser interpretada no contexto da situação clínica.

1.5 Tal como é praticada actualmente a monitorização da FCF tem alguns inconvenientes tais como a imobilização da mãe tendo em vista a obtenção dos melhores registos. Este aspecto pode ser ultrapassado pelo uso da telemetria. Progressos adicionais nos métodos de aquisição de sinal, externos, não invasivos, a aplicação de eléctrodos internos.

1.6 Antes do parto a monitorização electrónica da FCF é, actualmente, o único método estabelecido capaz de identificar fetos com hipóxia intra-uterina. Consequentemente o uso da monitorização electrónica da FCF está indicado nas gestações de alto risco. Há falta de comprovação, cientificamente indiscutível, de que a monitorização fetal ante-parto reduz a morbilidade e mortalidade em gestações de baixo risco.

O valor da monitorização electrónica da FCF intra-parto nas gestações de alto risco é um dado adquirido. Não há unanimidade quanto ao valor da monitorização electrónica da FCF por rotina em toda as parturientes.

1.7 A monitorização electrónica da FCF não deve nunca ser encarada como um substituto da observação clínica nem como uma justificação para deixar a mulher sem apoio durante o parto.

1.8 A grávida deve ter oportunidade para discutir o uso da monitorização electrónica da FCF durante a gravidez e no momento da sua admissão ao hospital em trabalho de parto por forma a ser capaz de dar ou recusar consentimento informado.

1.9 As orientações seguintes abordarão aspectos metodológicos e as indicações da monitorização electrónica da FCF. Não incluirão considerações sobre formas de actuação clínica.

1.10 Apesar das orientações estarem primariamente relacionadas com a monitorização da FCF dois outros métodos de monitorização serão considerados sumariamente. O registo simultâneo das contracções uterinas é indispensável para a interpretação da FCF. A medição do pH do sangue fetal é o melhor método disponível para validar um padrão de FCF suspeito durante o parto e fundamentar a actuação clínica.

2. Terminologia

As definições das características da FCF exprimem-se correntemente em batimentos/min. Em muitos aspectos a terminologia baseada nos períodos cardíacos (intervalos batimento a batimento) pode ser mais apropriada e é usada por alguns grupos de investigação, mas não é utilizada na prática clínica.

2.1 A linha de base da FCF é o nível médio da FCF quando esta é estável na ausência de acelerações e desacelerações. Determina-se durante um período de 5 a 10 minutos e exprime-se em batimentos/min (bpm).

2.2 Variabilidade. Sob condições fisiológicas os intervalos batimento a batimento cardíaco fetal estão constantemente sujeitos a pequenas variações. A isto chama-se variabilidade a curto prazo. Devido a uma certa periodicidade no sentido e amplitude destas variações podem observar-se oscilações da FCF em torno do seu nível médio. Estas oscilações chamam-se variabilidade a longo prazo.

Nos registos da FCF a variabilidade a curto prazo aparece sobreposta na variabilidade a longo prazo sob a forma de deflexões mínimas. Estas não podem ser, contudo, fielmente interpretadas à vista desarmada usando o equipamento comum. Daí que na prática clínica variabilidade signifique variabilidade a longo prazo. É assim que o termo será utilizado no presente texto.

A variabilidade a longo prazo caracteriza-se pela frequência e amplitude das oscilações. Apesar da frequência poder ser importante é difícil de avaliar correctamente. Por isso a variabilidade é geralmente quantificada apenas pela descrição da amplitude das oscilações em torno da FCF basal

2.3 Acelerações. Aumento transitório da FCF igual ou superior a 15 bpm com duração igual ou superior a 15 segundos.

2.4 Desacelerações. Episódios transitórios de descida da frequência cardíaca fetal, abaixo da linha de base, superior a 15 bpm durante 10 ou mais segundos.

3. Considerações técnicas

3.1 A base da monitorização da FCF é o registo batimento a batimento. Na prática tal só é possível quando o electrocardiograma fetal directo é obtido com um eléctrodo colocado no escalpe. Usualmente, obtém-se uma aproximação adequada com ultra-sons com auto-correlação. Desse modo é possível a monitorização externa.

3.2 Deve ser considerado que pode haver algum perigo na colocação de um eléctrodo directamente no escalpe, particularmente num feto pré-termo muito pequeno.

3.3 A velocidade do papel é importante. As velocidades comumente usadas são 1, 2 ou 3 cm/min. A velocidade seleccionada deve ser a que é familiar aos obstetras e parteiras de um determinado serviço. Alguns especialistas sentem que a velocidade de 2 cm/min poderia ser um feliz meio termo das três velocidades usualmente utilizadas. Evitar-se-ia deste modo a compressão do registo que tornaria difícil de interpretar a variabilidade da linha de base em alguns casos quando se opta pela velocidade de 1cm/min e a possível acusação de desperdício de papel com 3 cm/min.

3.4 Muitos especialistas crêem que 1 cm/min fornece registos suficientemente bons para fins clínicos com a vantagem de se limitarem os custos e a quantidade de papel a arquivar.

3.5 Sempre que qualquer registo for difícil de interpretar a uma velocidade baixa, por exemplo, durante o segundo período do parto, a opção por uma velocidade de 3 cm/min é adequada.

3.6 O registo da FCF faz parte do processo do doente e deve ser conservado como tal.

4. Indicações para a monitorização da FCF ante-parto

4.1 A monitorização ante-parto deve ser apenas feita sob indicação clínica. A monitorização ante-parto fornece uma informação adicional sobre o bem estar fetal durante a gravidez e tem de ser interpretada em conjunto com a informação obtida pela observação clínica e possivelmente outros exames paraclínicos (ou técnicos) tais como a ecografia.

4.2 Quando iniciar a monitorização ante-parto? Depende das indicações. Quando indicada deve ser iniciada 2 semanas antes de uma razoável possibilidade de sobrevida extra-uterino. A idade gestacional em que esta ocorre dependerá da experiência e da capacidade da unidade perinatal local ou regional (obstétrica e neonatológica).

4.3 Intervalos da monitorização ante-parto. Dependem da situação clínica e do grau de risco fetal. O principal alvo da monitorização da FCF ante-parto é a detecção da hipóxia fetal crónica relacionada com a insuficiência placentar crónica. A não ser que ocorram situações agudas como descolamento da placenta ou a presença de contracções uterinas regulares, a experiência tem-nos mostrado que a evolução da hipóxia fetal crónica é lenta. Geralmente observam-se padrões anormais de FCF uma a várias semanas antes da morte fetal ante-parto. Assim, para pacientes no ambulatório com uma gestação de risco em quem encontramos uma FCF normal, um intervalo de cerca de uma semana até ao próximo registo pode ser adequado a menos que a situação clínica se deteriore. Intervalos mais curtos deverão ser adoptados quando indicado, na base do julgamento clínico ou em face de um registo anormal ou suspeito.

Para as grávidas internadas recomenda-se uma monitorização inicial na sua admissão. Os pacientes internados com um risco aumentado de sofrimento fetal devem ser monitorizados pelo menos uma vez por dia.

5. Técnica de monitorização ante-parto

5.1 A melhor técnica disponível actualmente é a monitorização da FCF com ultra-sons e técnica de auto-correlação. Desta forma obtém-se um registo da FCF que se aproxima muito de perto da monitorização batimento a batimento do electrocardiograma fetal. Os seguintes pontos devem ser tomados em consideração.

5.2 Uma reprodução muito aproximada da monitorização batimento a batimento é sempre um pré-requisito a ter em conta na interpretação correcta dos padrões da FCF.

5.3 A monitorização da FCF tem limitações tal como as outras técnicas. Os principais riscos quando se utiliza auto-correlação é a omissão de arritmias fetais ou a troca da FCF pela frequência cardíaca materna. Consequentemente uma exigência mínima da utilização deste equipamento é a confirmação com o estetoscópio ou um simples cardioscópio, de toda a FCF ilógica.

6. Indicações para a monitorização da FCF intra-parto

6.1 A monitorização electrónica contínua da FCF é benéfica nas gravidezes de alto risco e deve iniciar-se desde o momento da admissão hospitalar.

6.2 Uma monitorização electrónica da FCF, não invasiva, na admissão para rastrear "a gravidez de baixo risco" com hipóxia fetal crónica não esperada é considerada também benéfica por muitos.

6.3 Os benefícios da monitorização electrónica contínua da FCF em todas as parturientes não são evidentes de uma forma cientificamente conclusiva. Portanto a opção tem de ser feita caso a caso.

6.4 A monitorização intermitente (ou a auscultação intermitente) pode ser justificável desde que:

6.4.1 o registo inicial, com uma duração não inferior a 30 min, seja normal, e

6.4.2 as membranas não estejam rotas, e

6.4.3 a situação clínica seja normal.

6.5 Se o registo é suspeito ou anormal ou se o caso se reveste de risco de qualquer natureza está indicada a monitorização contínua .

6.6 A fase final do primeiro período do parto e o segundo período são as alturas de máximo risco fetal. As tomadas de decisão relacionadas com a monitorização devem ter em conta este aspecto.

7. Técnica da monitorização intra-parto

7.1 A monitorização externa está recomendada antes da rotura de membranas desde que se consiga um registo aceitável, isto é, desde que a linha de base e a variabilidade possa ser claramente lida em pelo menos 80% do traçado. Se não for possível conseguir um registo aceitável com a monitorização externa e se existir uma indicação forte para monitorização decorrente do risco fetal, deve ser aplicado um eléctrodo no escalpe fetal rompendo-se as membranas se ainda se encontrarem intactas.

7.2 A telemetria, hoje disponível, tem a vantagem de não obrigar a mãe a estar deitada. Por isso sugere-se que na aquisição de novo equipamento seja considerada a aquisição de uma unidade de telemetria.

8. Posição da mãe durante a monitorização da FCF

8.1 A posição materna pode influenciar marcadamente o padrão da FCF. Por isso o registo deve ser sempre efectuado em decúbito lateral esquerdo, em posição semi-sentada ou em pé.

9. Técnica de monitorização das contracções uterinas

9.1 O registo simultâneo das contracções uterinas é necessário para a interpretação do traçado da FCF. Assim, sempre que possível as contracções devem ser monitorizadas ao mesmo tempo que a FCF. A monitorização externa apenas indica a frequência das contracções e sugere a sua duração. Não fornece informações de confiança quanto à intensidade das contracções, isto é, quanto à pressão no pico da contracção ou ao tonus, sendo este a mais baixa pressão no intervalo das contracções.

9.2 Antes do parto as contracções só podem ser registadas externamente.

9.3 O registo da pressão interna com um *cateter* preenchido com líquido ou qualquer outra técnica mais recente exige a colocação de uma sonda intra-uterina em condições de assepsia. Isto fornece informações quantitativas sobre a intensidade das contracções e o tónus uterino.

9.4 Há quem defenda que a avaliação quantitativa da intensidade das contracções é especialmente importante no parto dirigido.

9.5 Existem contra-indicações para a inserção de um *cateter* intra-uterino, e.g. hemorragia ante-parto por inserção baixa da placenta, ou intervalo prolongado de rotura de membranas, situação em que pode haver algum perigo de infecção.

9.6 É desejável investigação adicional incluindo ensaios clínicos randomizados já que o valor clínico das medições da pressão intra-uterina não está cientificamente comprovada.

10. Interpretação dos registos da FCF

10.1 Devem ser tidos em conta quatro factores primordiais:

- (a) idade gestacional
- (b) posição materna
- (c) actividade fetal
- (d) administração de drogas à mãe, incluindo anestésicos e analgésicos.

10.2 Existe uma pequena diminuição gradual da linha de base da FCF desde as 28 semana de gestação. Esta diminuição é de cerca de 1 bpm/semana e tem pequena importância prática.

10.3 Quando a mãe está de pé a linha de base da FCF é mais elevada do que quando está na horizontal, embora usualmente a diferença não tenha significado clínico.

Quando a mãe está na horizontal, deverá ser sempre monitorizada em decúbito lateral esquerdo.

O decúbito dorsal pode levar a alterações profundas da oxigenação fetal e do padrão da FCF.

10.4 Existem estados de actividade fetal distintos:

- 10.4.1 Padrão calmo com linha de base da FCF estável, ausência de acelerações ou desacelerações e variabilidade relativamente baixa.
- 10.4.2 Padrão activo com linha de base da FCF algo variável e acelerações intermitentes (sono activo) ou acelerações mais contínuas (estado activo).
- 10.4.3 Os estados acima referidos são cíclicos. Um padrão calmo pode durar até 40 min.

10.5 A coordenação e expressão da actividade motora, respiratória e da FCF é função da maturidade fetal, isto é, da idade gestacional. Por exemplo 16% dos fetos normais entre as 28-33 semanas de gestação têm menos de 2 (isto é, 0 ou 1) acelerações de 15 bpm numa hora. Entre as 34-40 semanas esta percentagem passa para os 7%. Especialmente antes das 28 semanas de gestação, a baixa actividade da FCF com baixas amplitudes de variabilidade e escassez de acelerações é normal pelo que os critérios para interpretação dos registos da FCF listados no §11 não são aplicáveis nesta idade gestacional. Por outro lado as alterações que se dão das 32 semanas até termo são relativamente pequenas pelo que, em princípio tais critérios podem ser aplicados durante este período.

10.6 Alguns fármacos comumente usados antes ou durante o parto tais como a petidina e o valium diminuem a amplitude da variabilidade da frequência cardíaca.

11. Interpretação dos cardiotocogramas fetais

11.1 É conveniente classificar os padrões da FCF como:

- (a) normais
- (b) suspeitos
- (c) patológicos

11.2 Embora em muitos pontos a interpretação dos registos ante e intra-parto seja semelhante existem diferenças.

Definição dos cardiotocogramas ante-parto

11.3 Padrões normais

- 11.3.1 Linha de base da frequência cardíaca entre 110 e 150 bpm.
- 11.3.2 Amplitude da variabilidade da frequência cardíaca entre 5 e 25 bpm.
- 11.3.3 Ausência de desacelerações excepto se esporádicas, ligeiras e de muito curta duração.
- 11.3.4 Presença de duas ou mais acelerações durante um período de 10 minutos.
Uma vez observadas estas acelerações e desde que a variabilidade seja normal e não existam desacelerações, não é necessário continuar o registo.

11.4 Padrão suspeito

Os padrões da FCF são suspeitos se estiver presente qualquer um dos sinais seguintes:

- 11.4.1 Linha de base da FCF entre os 150 e os 170 bpm ou entre os 110 e os 100 bpm
- 11.4.2 Amplitude da variabilidade entre os 5 e os 10 bpm durante mais de 40 min.
- 11.4.3 Variabilidade aumentada, acima dos 25 bpm.
- 11.4.4 Ausência de acelerações durante mais de 40 min.
- 11.4.5 Desacelerações esporádicas de qualquer tipo excepto se graves.
- 11.4.6 Se observarem padrões suspeitos, várias provas de *stress* poderão possivelmente ajudar a definir melhor o estado do feto embora existam divergências quanto a este ponto. Alguns usam-nas outros acham-nas supérflua ou mesmo inadequadas.

11.5 Padrões patológicos

Os padrões da FCF são patológicos em face dos seguintes sinais:

- 11.5.1 Linha de base da frequência cardíaca abaixo de 100 ou acima de 170 bpm.
- 11.5.2 Persistência de variabilidade da frequência cardíaca abaixo dos 5 bpm durante mais de 40 min.
- 11.5.3 Desacelerações periódicas e recorrentes de qualquer tipo.
- 11.5.4 Desacelerações esporádicas e não recorrentes dos seguintes tipos:
desacelerações variáveis graves, desacelerações prolongadas, desacelerações tardias.

tardias.

- 11.5.5 Padrão sinusoidal. Um padrão sinusoidal é regular, com alterações cíclicas da linha de base da FCF, como as da onda sinusóide. As características do padrão são: a frequência é menor do que 6 ciclos/min, a amplitude é de pelo menos 10 bpm e a duração deve ser igual ou superior a 20 min.

11.6 Definição do cardiotocograma fetal intra-parto

11.7 Padrão normal

- 11.7.1 Linha de base da frequência cardíaca entre os 110 e os 150 bpm.
- 11.7.2 Amplitude da variabilidade da frequência cardíaca entre os 5 e os 25 bpm.

11.8 Padrão suspeito

- 11.8.1 Linha de base da frequência cardíaca entre os 170 e os 150 bpm ou entre os 110 e os 100 bpm.
- 11.8.2 Variabilidade com amplitude entre os 5 e os 10 bpm durante mais de 40 min.
- 11.8.3 Variabilidade aumentada, acima dos 25 bpm.
- 11.8.4 Desacelerações variáveis.

11.9 Padrão patológico

- 11.9.1 Linha de base da frequência cardíaca abaixo de 100 ou acima de 170 bpm.
- 11.9.2 Persistência de variabilidade da frequência cardíaca abaixo dos 5 bpm durante mais de 40 min.
- 11.9.3 Desacelerações variáveis pronunciadas ou desacelerações precoces pronunciadas e repetitivas.
- 11.9.4 Desacelerações prolongadas.
- 11.9.5 Desacelerações tardias: o traçado mais preocupante é uma linha de base estável sem variabilidade com pequenas desacelerações depois de cada contracção.
- 11.9.6 Padrão sinusoidal como foi descrito em § 11.5.5.

12. Definição de actividade uterina patológica

A influência das contracções sobre o feto varia dependendo das suas condições. Enquanto que um feto bem oxigenado poderá suportar contracções razoavelmente fortes e frequentes, um feto com reservas de oxigénio baixas pode, com contracções da mesma intensidade e frequência, ficar gravemente asfíxiado. Por isso é difícil definir regras precisas quanto à actividade uterina patológica. Contudo, deve ser lembrado, contudo, que mais do que 5 contracções em 10 min são anormais.

13. Problemas especiais relacionados com a monitorização da frequência cardíaca intra-parto

13.1 Se um padrão da frequência cardíaca suspeito ou patológico for detectado e a situação clínica não impuser de uma exteriorização fetal imediata, o melhor caminho para validar a monitorização da FCF é o da colheita de sangue do escalpe fetal.

13.2 A monitorização da FCF é igualmente importante nos casos de alto risco durante o segundo período do trabalho de parto mas, a interpretação pode ser difícil e os seguintes factores devem ser tidos em consideração.

- 13.2.1 Cada esforço de puxar tende a gerar uma desaceleração. Se o puxo é prolongado é vista uma longa e profunda desaceleração.
- 13.2.2 Se a linha de base descer abaixo dos 80 bpm - quer se deva a uma bradicardia ou a uma desaceleração prolongada - e se houver também uma perda da variabilidade, isto indica sofrimento fetal. A confirmação poder-se-á obter a partir do pH do escalpe fetal.

14. Consideração final

Estas orientações devem ser consideradas como uma tentativa de normalização do uso clínico da monitorização electrónica da FCF. Se forem aceites e entrarem em vigor na assistência obstétrica internacional, dar-se-á um passo em frente na medicina perinatal.

Novembro de 1986

B- Casos clínicos

Neste apêndice documenta-se a segmentação e classificação dos cardiotocogramas incluídos nos trabalhos de validação interna do sistema Porto, descritos no capítulo 4 da presente dissertação. Apresentam-se os dados clínicos mais relevantes e os últimos traçados de cada caso segmentados após a leitura final dos especialistas e pelo sistema Porto. Resumem-se as classificações obtidas na primeira leitura dos especialistas e a partir do sistema Porto e os dados relativos ao parto e ao recém-nascido.

Nas *Figuras BI, A e B*, explicam-se as anotações utilizadas para assinalar a segmentação pelos especialistas e pelo sistema Porto, respectivamente.

A velocidade de registo foi de 1 cm/min e foram utilizadas as seguintes abreviaturas:

FCF (frequência cardíaca fetal)

LBR - linha de base com variabilidade reduzida

LBA - linha de base com variabilidade aumentada

LBN - linha de base com variabilidade normal

A - aceleração

DP - desaceleração precoce

DT - desaceleração tardia

DV - desaceleração variável

O - outra característica

CU (actividade uterina)

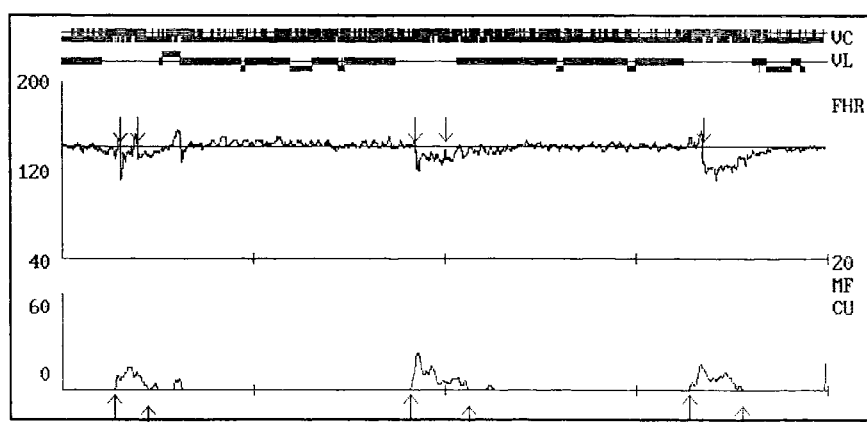
T - tônus basal

C - contracção

O - outra característica

FICHEIRO : inssir FICHA : 3 SL= 0 %

Nº DESAC. : 5	CLASSIF. : UUUU	V. LONGA : 6
Nº ACEL. : 0	LINHA BASE : 142	VL - ANORM : 14%
CNT. UTERINAS : 3	Nº MOVN : 1	UC - ANORM : 66%

**Figura B1.B:** Cardiotocograma segmentado pelo sistema Porto.

QUAL. DO SINAL: qualidade do sinal; SL: perda de sinal; Nº DESAC.: nº de desacelerações; Nº ACEL: nº de acelerações; CNT. UTERINAS: contracções uterinas; Nº MOVN: nº de movimentos fetais; V. LONGA: moda da variabilidade longa; VC - ANORM: percentagem de variabilidade a curto prazo anormal; FHR: frequência cardíaca fetal; MF: movimentos fetais; CU: actividade motora uterina.

As linhas de base da FCF e da CU estão representadas por linhas horizontais e o valor correspondente à da FCF está indicado no cabeçalho.

No registo da FCF, as setas ascendentes indicam o início de uma aceleração e as descendentes, de uma desaceleração. O início e o fim das contracções uterinas é assinalado com uma seta ascendente menos e mais desnivelada, respectivamente.

As barras horizontais na parte superior do traçado, assinaladas com VC e VL, representam, respectivamente, a variabilidade a curto e longo prazo. Situam-se ao nível, acima ou abaixo de uma linha de referência, conforme são normais, aumentadas ou reduzidas, respectivamente.

Os pequenos traços verticais entre o registo da FCF e da CU representam os movimentos fetais.

(Para mais informações ver capítulo 3).

A.A.S.T.

31 anos

Antecedentes familiares

Mãe com hipertensão arterial

Antecedentes pessoais

Hipertensão arterial crónica essencial *controlada* com Atenolol- 100mg/dia

Psoríase

2 gesta; 1 para; 1 nado morto pré-termo

Gestação actual

Consulta pré-natal regular

Gestação bem datada

Internamento

31/1/91: gestação de 30 semanas; hipertensão arterial grave.

tensão arterial = 160/110

proteinúria negativa

análises de rotina normais

fluxo diastólico nulo na artéria umbilical

biometria fetal e quantidade de líquido amniótico normais

5/2/91: 30 semanas + 5 d - situação clínica estável, idêntica à da admissão

fluxo diastólico nulo na artéria umbilical

CTG: AACST 1 e 2

8/2/91: 31 sem + 1 d - mesmo estado clínico

CTG: AAST 10 e 11

fluxo diastólico nulo na artéria umbilical

11/2/91: 31 sem + 4 d - situação clínica materna estável

Fluxo diastólico *invertido* na artéria umbilical

último traçado antes do nascimento:

AAST 12, 13 e 14 (Figuras B.2A e B.2B)

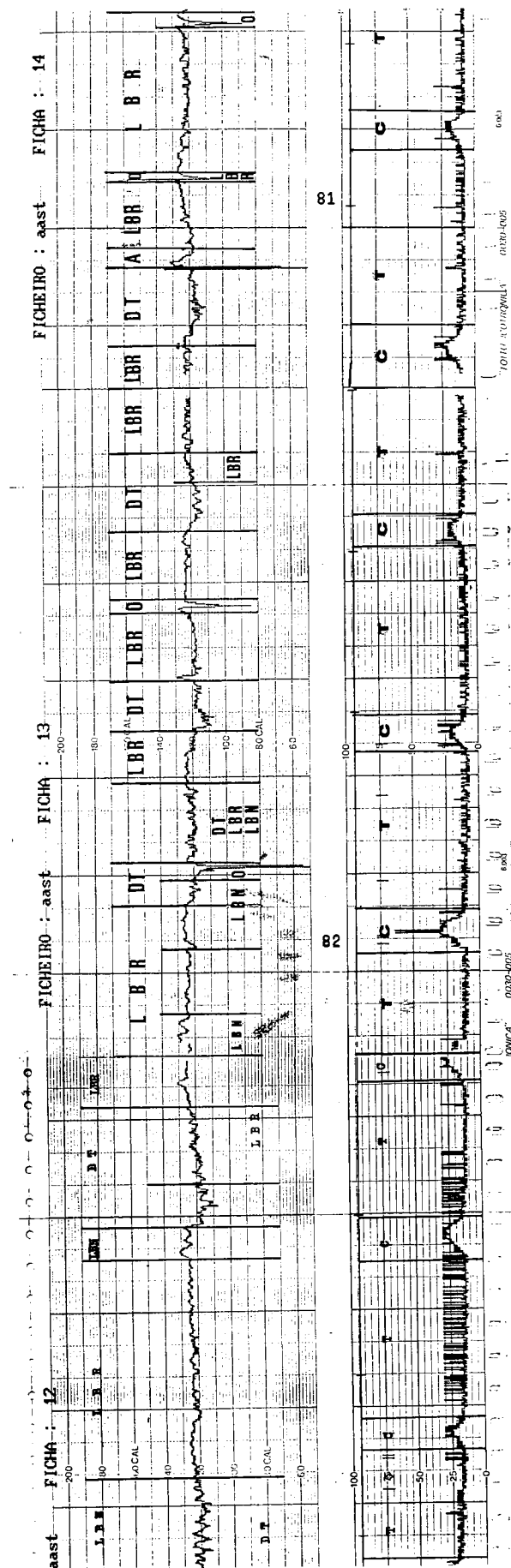


Figura B2.A: Segmentação do último cardiotocograma do caso AAST, após a leitura final pelos especialistas. Ver explicação na figura B1A.

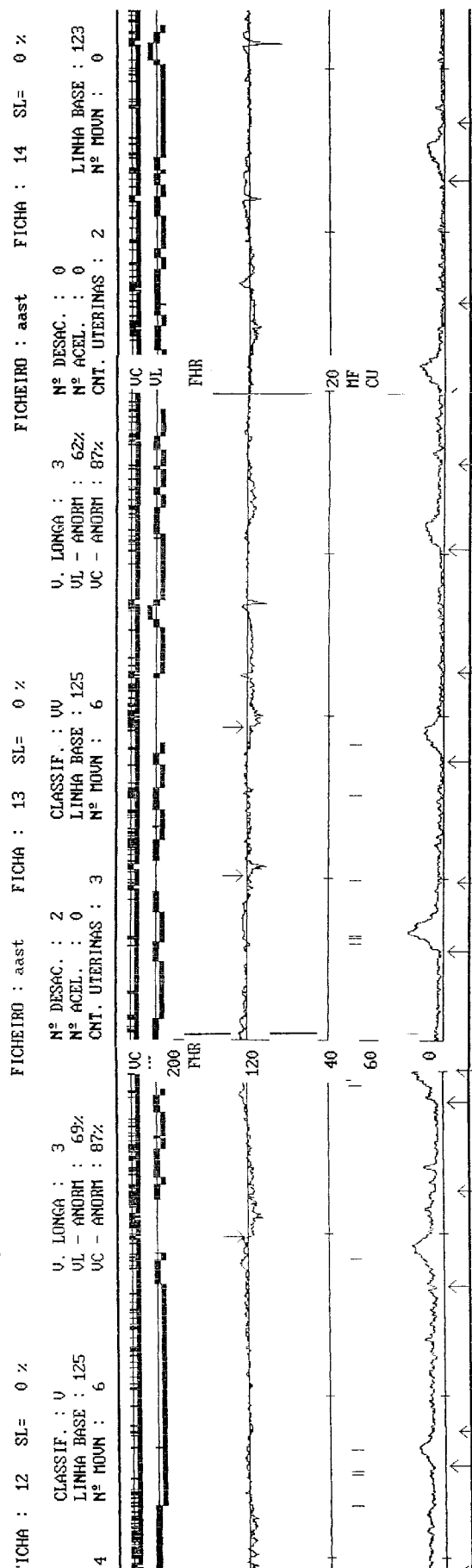


Figura B2.B: Segmentação, pelo sistema Porto, do traçado apresentado na figura anterior. Ver explicação na figura B1B.

Quadro B.1: Classificação do traçado pelos especialistas (análise inicial) e a partir do sistema Porto.

	Especialistas			Sistema Porto	Total
	A	B	C		
Classificação do traçado					
Normal					
Suspeito					
Patológico	1	1	1	1	4

2h depois do traçado:

cesariana electiva por *sofrimento fetal*

recém-nascido com:

1200 g,

índice de Apgar 0/7

pH do sangue da artéria umbilical = 7,19

A.M.B.A.

23 anos

Antecedentes pessoais

1 gesta;

Gestação actual

Consulta pré-natal regular

Gestação bem datada

Subida da tensão arterial às 32 semanas

Internamento

28/2/91: gestação de 34 semanas; EPH-gestose

28/2/91: tensão arterial = 140/82

Proteinúria ++

Edema ++

hematúria

TGP, TGO e DHL aumentadas (472, 712 e 1200, respectivamente)

Ácido úrico = 6.7 mg/100ml

Medicada com hidralazina - 200 mg/dia + alfa metil dopa - 1500 mg/dia

1/3/91: tensão arterial = 132/66

S-D/S (artéria umbilical e cerebral média) - normais

Biometria fetal e quantidade de liquido amniótico normais

último traçado antes do nascimento:

CTG: AMBA 1 e 2 (*Figuras B.3A e B.3B*)

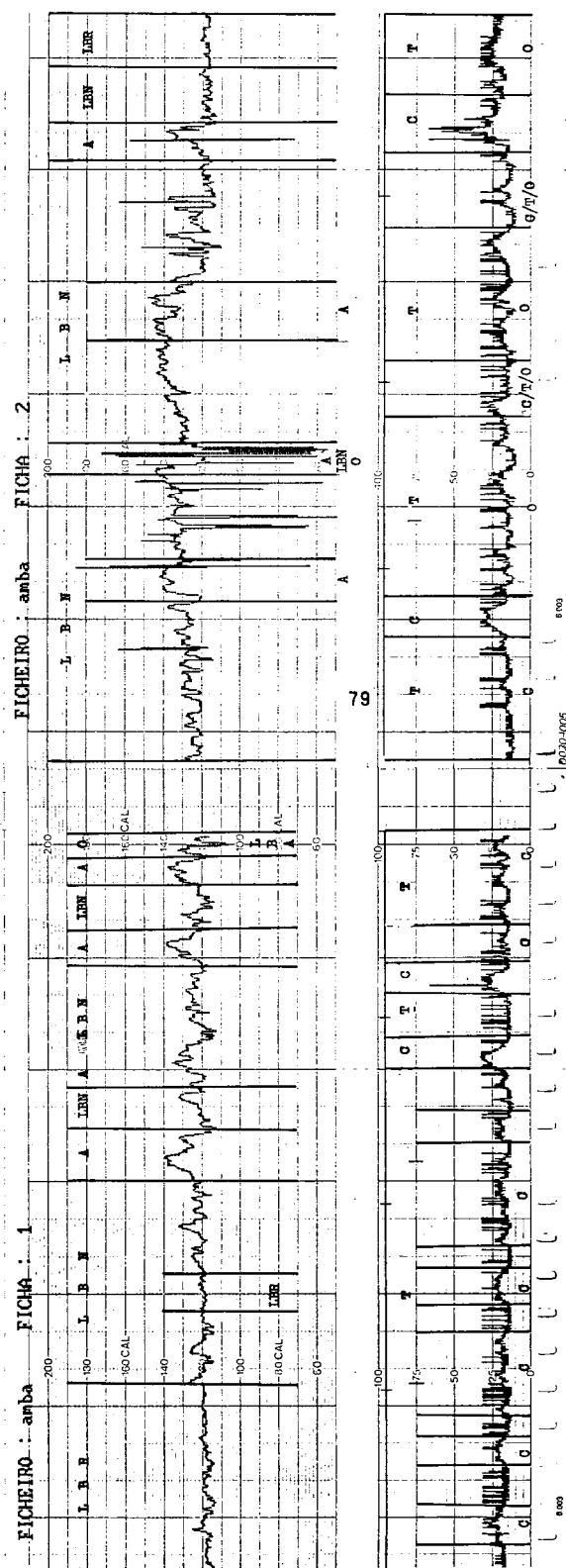


Figura B3.A: Segmentação do último cardiocitograma do caso AMBA, após a leitura final pelos especialistas. Ver explicação na figura B1A.

FICHEIRO : amba FICHA : 1 SL= 0 %

Nº DESAC. : 0
Nº ACEL. : 4
CNT. UTERINAS : 2
LINHA BASE : 120
Nº MOVN : 2
V. LONGA : 4
UL - ANORM : 31%
UC - ANORM : 75%

FICHEIRO : amba

FICHA : 2 SL= 0 %

Nº DESAC. : 0
Nº ACEL. : 5
CNT. UTERINAS : 7
LINHA BASE : 117
Nº MOVN : 1
V. LONGA : 10
UL - ANORM : 22%
UC - ANORM : 64%

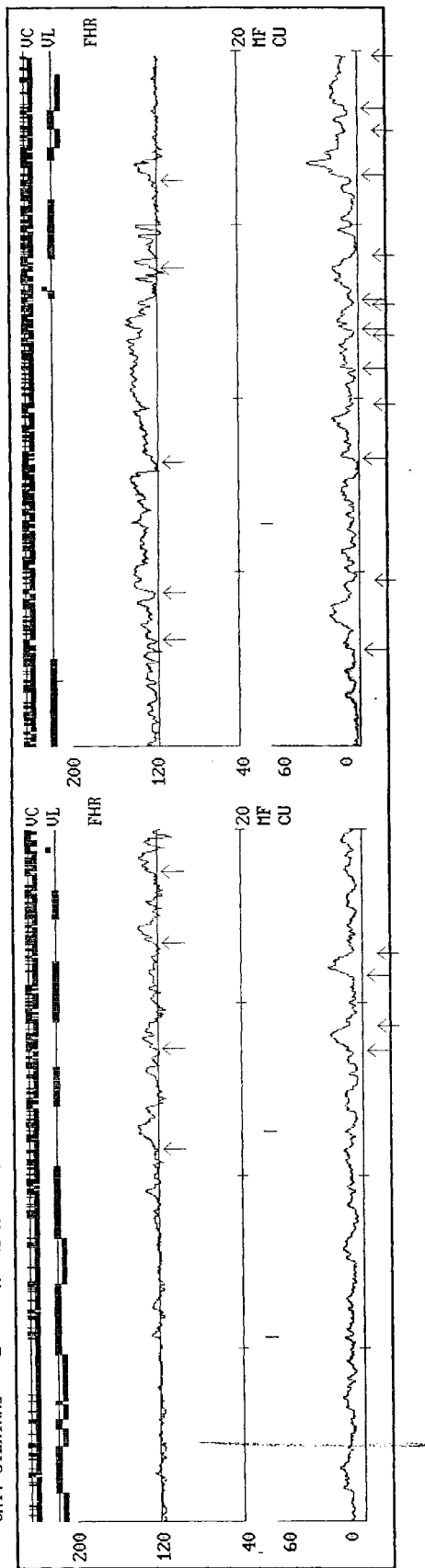


Figura B3.B: Segmentação, pelo sistema Porto, do traçado apresentado na figura anterior. Ver explicação na figura B1B.

Quadro B.2: Classificação do traçado pelos especialistas (análise inicial) e a partir do sistema Porto.

	Especialistas			Sistema Porto	Total
	A	B	C		
Classificação do traçado					
Normal	1	1	1	1	4
Suspeito					
Patológico					

15 h depois do traçado

cesariana por *sofrimento fetal*
recém-nascido com:

1790 g,

índice de Apgar 7/9

pH do sangue da artéria umbilical = 7,23

A.R.

28 anos

Antecedentes pessoais

2 gesta; 1 cesariana por apresentação de pelve (RN com 2850 g, de termo)

Gestação actual

Consulta pré-natal regular

Gestação bem datada

Internamento

25/1/91: suspeita de gestação prolongada

25/1/91: tensão arterial = 110/70

apresentação cefálica; índice de Bishop = 6

eco: oligoâmnio

último traçado antes do nascimento:

CTG: AR 1 e 2 (*Figuras B.4A e B.4B*)

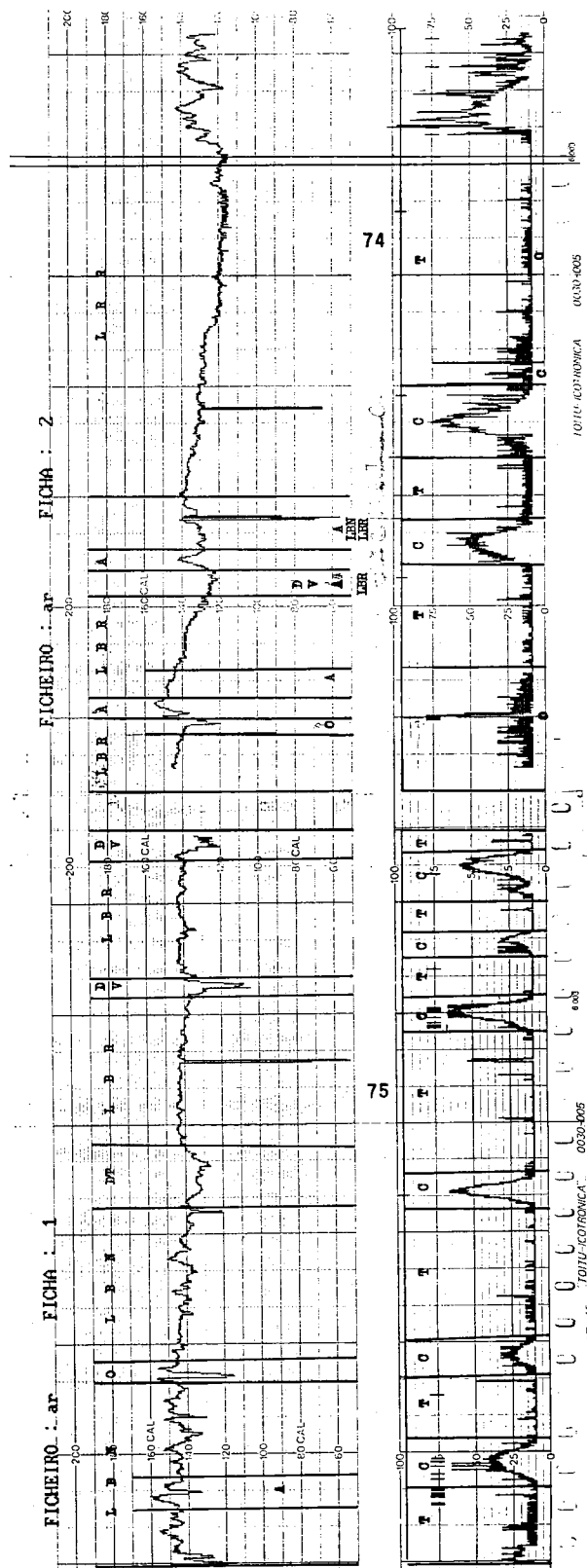


Figura B4.A: Segmentação do último cardiocardiograma do caso AR, após a leitura final pelos especialistas. Ver explicação na figura B1A.

FICHEIRO : ar FICHA : 1 SL= 0 %

N.º DESAC. : 3 CLASSIF. : UUU
 N.º ACEL. : 4 LINHA BASE : 140
 CNT. UTERINAS : 7 N.º MOVN : 22

U. LONGA : 4
 UL - ANORM : 48%
 UC - ANORM : 77%

FICHEIRO : ar FICHA : 2 SL= 0 %

N.º DESAC. : 0
 N.º ACEL. : 5 LINHA BASE : 120
 CNT. UTERINAS : 5 N.º MOVN : 10

U. LONGA : 4
 UL - ANORM : 54%
 UC - ANORM : 78%

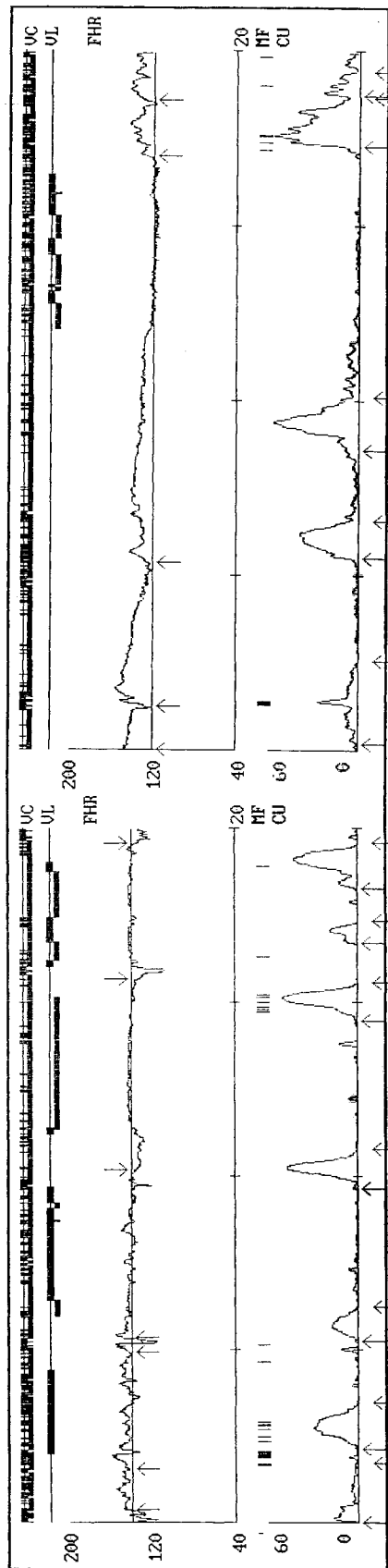


Figura B4.B: Segmentação, pelo sistema Porto, do traçado apresentado na figura anterior. Ver explicação na figura B1B.

Quadro B.3: Classificação do traçado pelos especialistas (análise inicial) e a partir do sistema Porto.

	Especialistas			Sistema Porto	Total
	A	B	C		
Classificação do traçado					
Normal					
Suspeito	1		1	1	3
Patológico		1			1

15 h depois do traçado:

cesariana electiva por *sofrimento fetal*
 recém-nascido com:
 3060 g
 índice de Apgar 7/9
 pH do sangue da artéria umbilical = 7,18

C.A.F.T.

26 anos

Antecedentes pessoais

2 gesta; 1 abortamento espontâneo na gestação anterior

Gestação actual

Consulta pré-natal regular

Gestação bem datada

10/2/91: Enviada ao serviço de urgência por: taquicardia fetal

gestação de 37 semanas

S-D/S umbilical = normal

Eco: biometria e líquido amniótico normais

último traçado antes do nascimento:

CTG: CAFT 1 e 2 (Figuras B.5A e B.5B)

Figura B5.A: Segmentação do último cardiograma do caso CAFT, após a leitura final pelos especialistas. Ver explicação na figura B1A.

FICHEIRO : caft	FICHA : 1	SL= 0 %	FICHEIRO : caft	FICHA : 2	SL= 0 %
N.º DESAC. : 0	U. LONGA : 15		N.º DESAC. : 0	U. LONGA : 21	
N.º ACEL. : 10	UL - ANORM : 0%		N.º ACEL. : 8	UL - ANORM : 0%	
CNT. UTERINAS : 2	UL - ANORM : 38%		CNT. UTERINAS : 2	UL - ANORM : 25%	
	LINHA BASE : 123			LINHA BASE : 124	
	N.º MOUN : 4			N.º MOUN : 4	

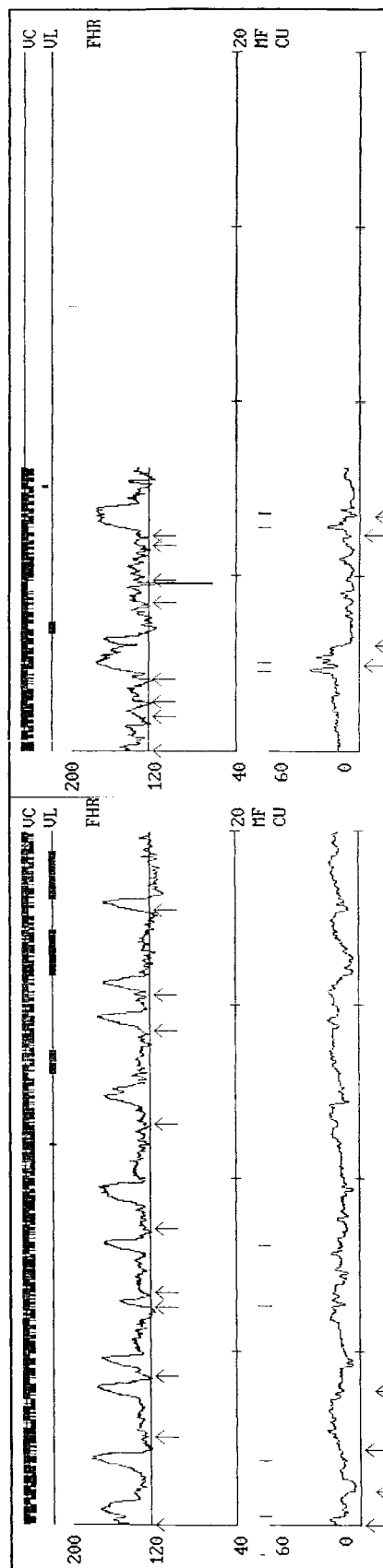


Figura B5.B: Segmentação, pelo sistema Porto, do traçado apresentado na figura anterior. Ver explicação na figura B1B.

Quadro B.4: Classificação do traçado pelos especialistas (análise inicial) e a partir do sistema Porto.

	Especialistas			Sistema Porto	Total
	A	B	C		
Classificação do traçado					
Normal	1	1	1	1	4
Suspeito					
Patológico					

7 dias depois do traçado:

parto eutócico

recém-nascido com:

3540 g,

índice de Apgar 9/10

pH do sangue da artéria umbilical = 7,35

D.R.F.S.

24 anos

Antecedentes pessoais

1 gesta

Gestação actual

Consulta pré-natal regular

29/1/91: serviço de urgência

gestação de 31 semanas

dores abdominais rítmicas

colo duro, posterior, inteiro e fechado; apresentação acima do I plano.

último traçado antes do nascimento:

CTG: DRFS 1 e 2 (*Figuras B.6A e B.6B*)

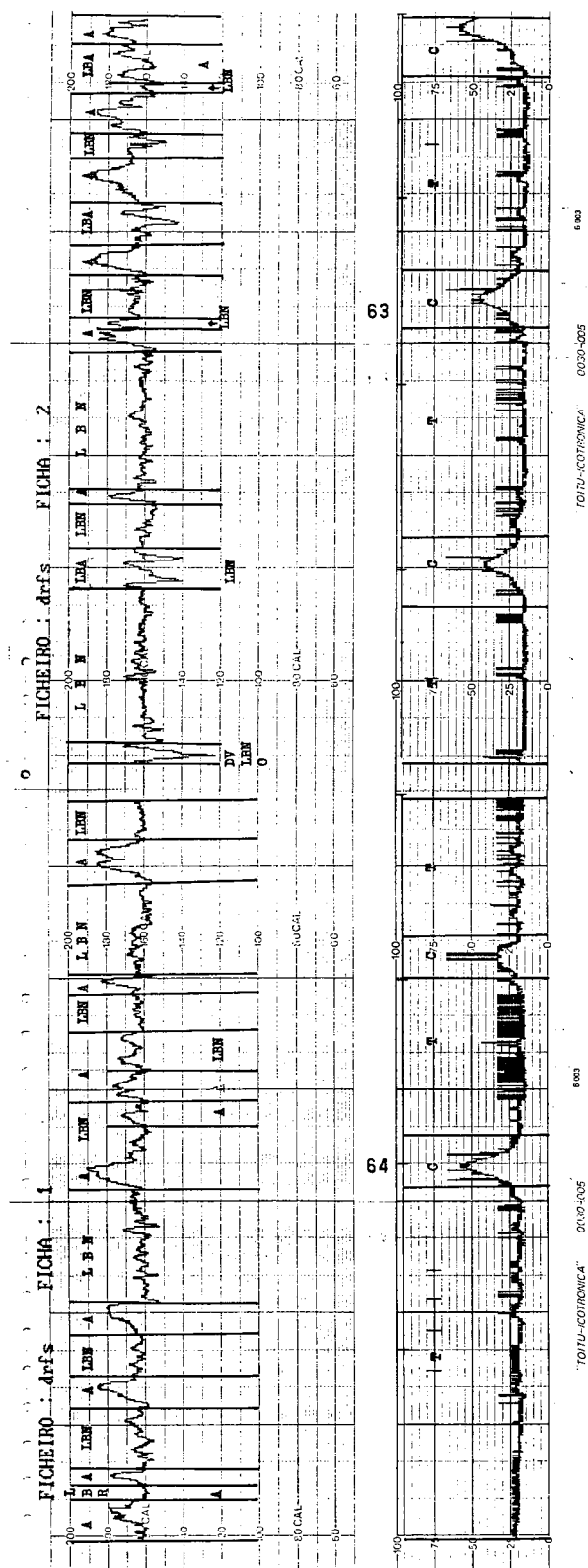


Figura B6.A: Segmentação do último cardiocotograma do caso DRFS, após a leitura final pelos especialistas. Ver explicação na *figura B1A*.

FICHEIRO : drfs FICHA : 1 SL= 0 %

Nº DESAC. : 0
 Nº ACEL. : 8
 CNT. UTERINAS : 2

U. LONGA : 6
 UL - ANORM : 8%
 UC - ANORM : 65%

LINHA BASE : 161
 Nº MOUN : 4

FICHEIRO : drfs FICHA : 2 SL= 0 %

Nº DESAC. : 0
 Nº ACEL. : 8
 CNT. UTERINAS : 3

U. LONGA : 7
 UL - ANORM : 14%
 UC - ANORM : 60%

LINHA BASE : 156
 Nº MOUN : 2

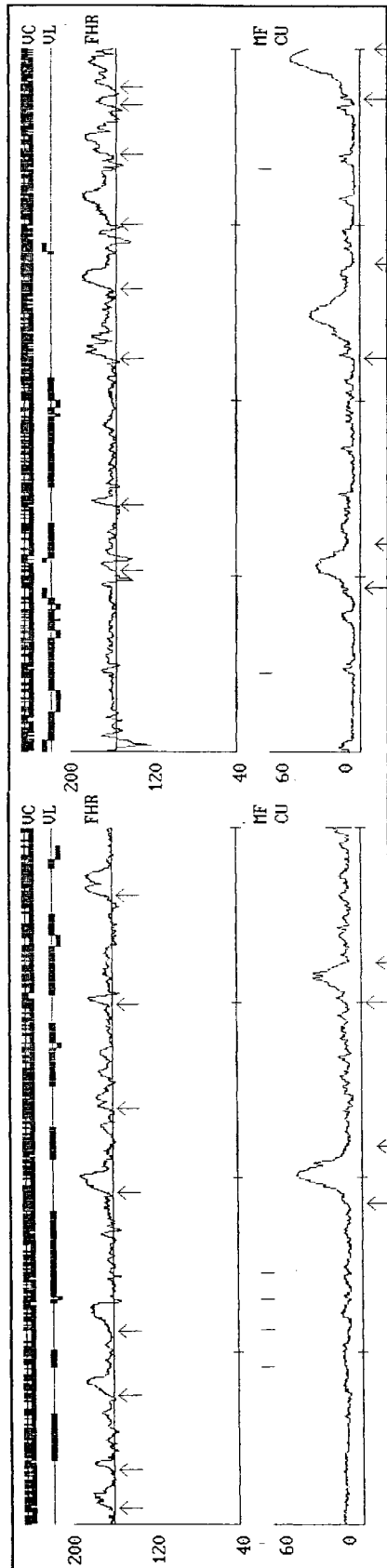


Figura B6.B: Segmentação, pelo sistema Porto, do traçado apresentado na figura anterior. Ver explicação na figura B1B.

Quadro B.5: Classificação do traçado pelos especialistas (análise inicial) e a partir do sistema Porto.

	Especialistas			Sistema Porto	Total
	A	B	C		
Classificação do traçado					
Normal			1		1
Suspeito	1	1		1	3
Patológico					

60 dias depois do traçado:

cesariana por *apresentação de pelve*
recém-nascido com:

3000 g,

índice de Apgar 5/8

pH do sangue da artéria umbilical = 7,30

F.M.G.A.

26 anos

Antecedentes pessoais

1 gesta

Gestação actual

Consulta pré-natal regular

Gestação bem datada

6/2/91: Internamento por:

gestação de 32 semanas; oligoâmnio; suspeita de rotura prematura de membranas.

tensão arterial = 120/80

saída de líquido amniótico não visualizada; prova de cristalização negativa

8/2/91: S-D/S umbilical = normal

Eco: biometria normal; oligoâmnio

20/2/91: CTG FMGA1R 3 e 4

21/2/91: 34 semanas

oligoâmnio

S-D/S cerebral e umbilical normais

25/2/91: Prova da fluorsceína positiva

27/2/91: CTG FMGA1R 11, 12

1/3/91: 35 semanas + 4 d

Perfil biofísico (Manning) = 8/10

CTG FMGA1R 13

8/3/91: 36 semanas + 4 d

situação materna e fetal estáveis

último traçado antes do nascimento:

CTG FMGA1R 14 (*Figuras B.7A e B.7B*)

amniocentese: mecónio

Figura B7.A: Segmentação do último cardiograma do caso FMGA, após a leitura final pelos especialistas. Ver explicação na figura B1A.

ANALISE AUTOMATICA DO CARDIOTOCOGRAMA
 NOME DE FICHEIRO : fmgalr
 FICHA N. : 14 QUAL. DO SINAL : 97%

FICHEIRO : fmgalr FICHA : 14 SL= 0 %

Nº DESAC. : 3 CLASSIF. : ITU U. LONGA : 8
 Nº ACEL. : 6 LINHA BASE : 136 UL - ANORM : 2%
 CNT. UTERINAS : 4 Nº MOVN : 0 UC - ANORM : 60%

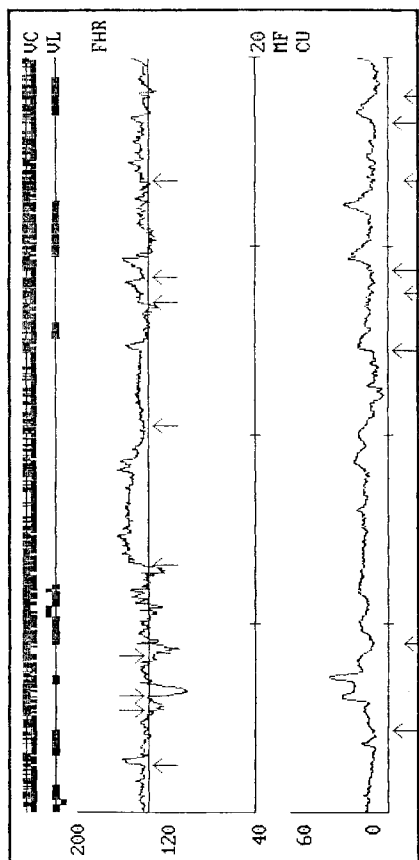


Figura B7.B: Segmentação, pelo sistema Porto, do traçado apresentado na figura anterior. Ver explicação na figura B1B.

Quadro B.6: Classificação do traçado pelos especialistas (análise inicial) e a partir do sistema Porto.

	Especialistas			Sistema Porto	Total
	A	B	C		
Classificação do traçado					
Normal				1	1
Suspeito	1	1	1		3
Patológico					

2 horas depois do traçado:

cesariana por *sofrimento fetal*
recém-nascido com:

1900 g,

índice de Apgar 8/9

pH do sangue da artéria umbilical = 7,24

L.C.C.C.

29 anos

Antecedentes familiares

Mãe com diabetes mellitus

Pai com alcoolismo crónico

Antecedentes pessoais

Estenose mitral corrigida cirurgicamente

Diabetes insulino-dependente (grupo C de Priscilla White)

3 gesta; 2 cesarianas anteriores

1º filho com cardiopatia congénita; 2º filho saudável

Gestação actual

Consulta pré-natal regular

Gestação bem datada

Diabetes controlada com insulina protophane - 30 + 12 U/dia

10/2/91: Internamento para controle metabólico

30 semanas de gestação

Bom controle metabólico

último traçado antes do nascimento:

CTG: LCCC 1 e 2 (Figuras B.8A e B.8B)

Figura B8.A: Segmentação do último cardiograma do caso LCCC, após a leitura final pelos especialistas. Ver explicação na figura B1A.

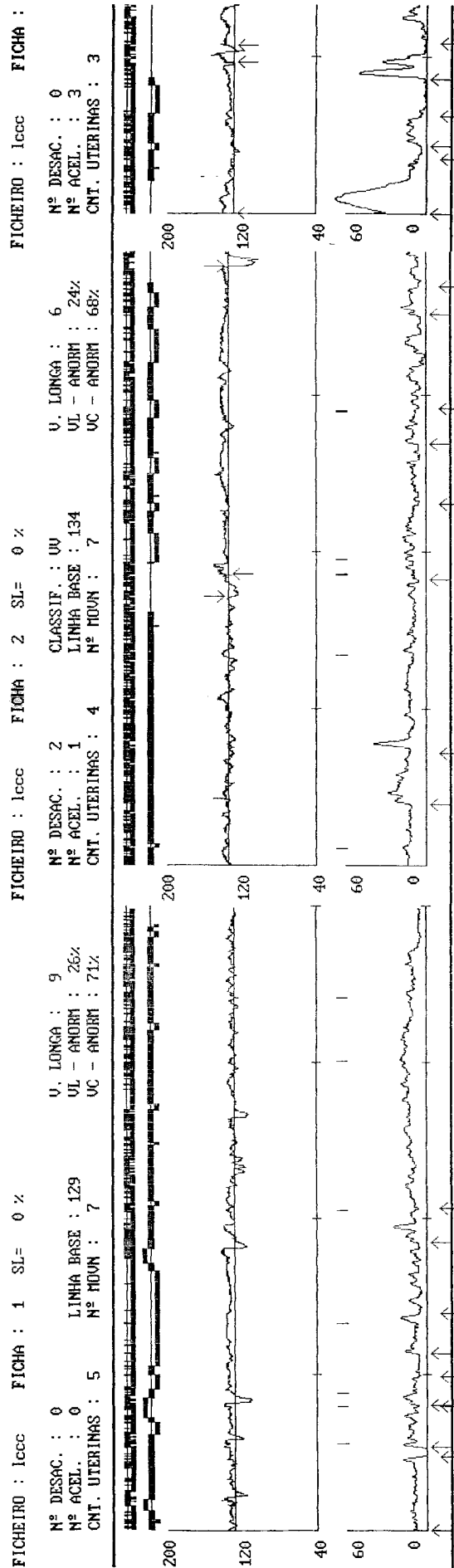


Figura B8.B: Segmentação, pelo sistema Porto, do traçado apresentado na figura anterior. Ver explicação na figura B1B.

Quadro B.7: Classificação do traçado pelos especialistas (análise inicial) e a partir do sistema Porto.

	Especialistas			Sistema Porto	Total
	A	B	C		
Classificação do traçado					
Normal					
Suspeito	1	1	1	1	4
Patológico					

60 dias depois do traçado:

cesariana electiva por *maus antecedentes obstétricos*
 recém-nascido com:
 3150 g,
 índice de Apgar 5/8
 pH do sangue da artéria umbilical = 7,34

R.C.C.V.

29 anos

Antecedentes pessoais

5 gesta; 3 para

Gestação actual

Consulta pré-natal regular

Gestação bem datada

Internamento por:

gestação de 26 semanas; hipertensão arterial crónica + EPH-gestose.

14/2/91: 26 semanas

tensão arterial = 160/100

proteinúria = ++

edema = ++

ac. úrico elevado, TGP/TGO/DHL e plaquetas normais

medicada com hidralazina

eco: biometria e líquido amniótico *normais*

S-D/S umbilical: *aumentado*

CTG = *traçado normal*

28/2/91: 28 semanas

situação clínica materna estável

eco: ACIU; líquido amniótico normal

S-D/S umbilical = 0 (fluxo diastólico nulo na artéria umbilical)

S-D/S artéria cerebral média diminuído

CTG = *traçado normal*

11/3/91: 30 semanas

tensão arterial estabilizada

S-D/S umbilical = 0 (fluxo diastólico nulo na artéria umbilical)

S-D/S artéria cerebral média diminuído

CTG RCCV 1 e 2

32 semanas

tensão arterial estabilizada

S-D/S umbilical = 0 (fluxo diastólico nulo na artéria umbilical)

S-D/S artéria cerebral média diminuído

pH artéria umbilical (cordocentese) = 7.30

Teste de Clements positivo no 2º tubo

último traçado antes do nascimento:

CTG RCCV 5 e 6 (Figuras B.9A e B.9B)

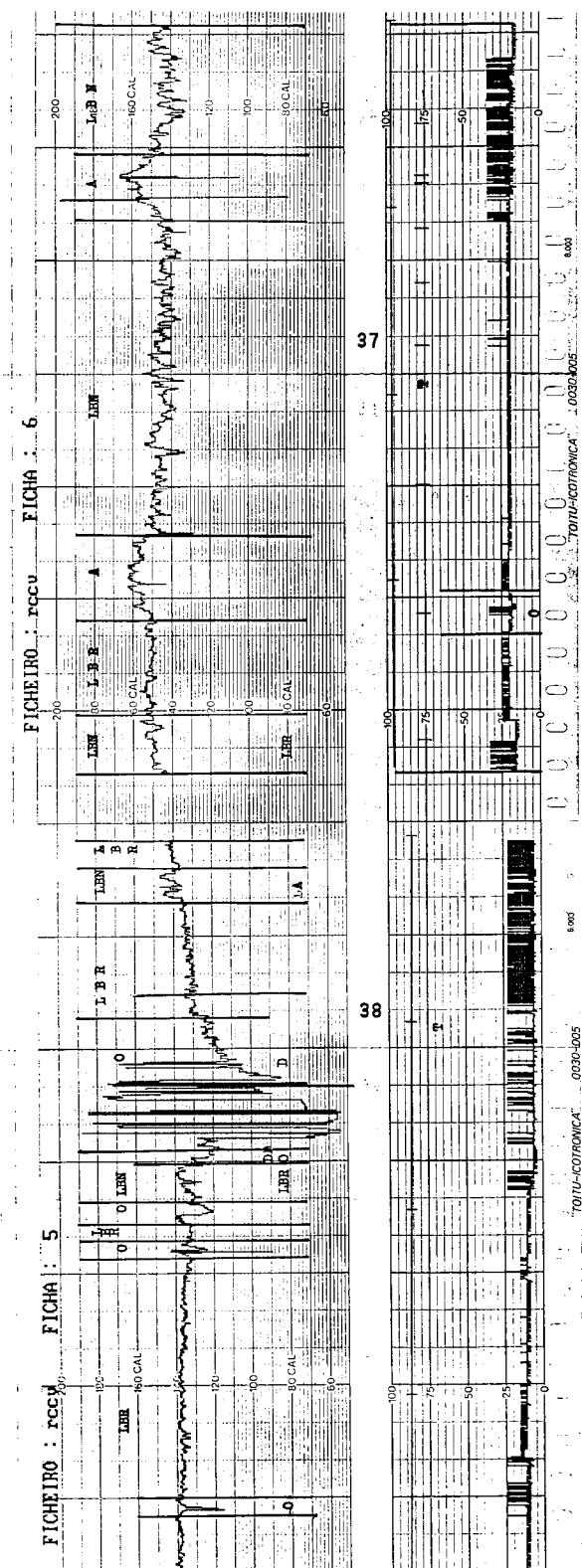


Figura B9.A: Segmentação do último cardiocitograma do caso RCCV, após a leitura final pelos especialistas. Ver explicação na figura B1A.

FICHEIRO : rccv FICHA : 5 SL= 0 %

Nº DESAC. : 5 CLASSIF. : UUUU
 Nº ACEL. : 0 LINHA BASE : 145
 CNT. UTERINAS : 1 Nº MDUN : 0

U. LONGA : 4
 UL - ANORM : 71%
 UC - ANORM : 76%

U. LONGA : 12
 UL - ANORM : 13%
 UC - ANORM : 67%

Nº DESAC. : 3 CLASSIF. : UUU
 Nº ACEL. : 3 LINHA BASE : 146
 CNT. UTERINAS : 1 Nº MDUN : 9

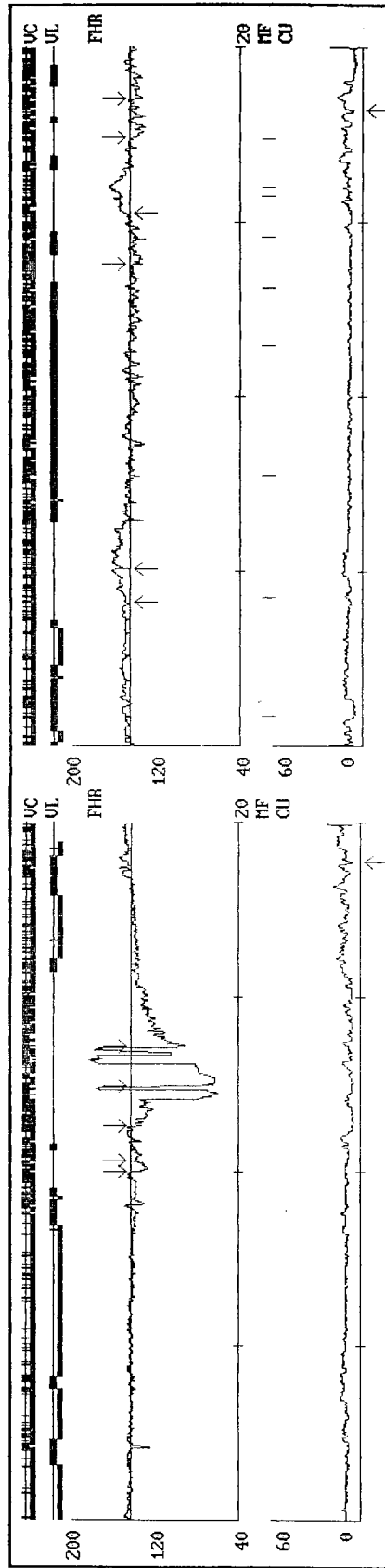


Figura B9.B: Segmentação, pelo sistema Porto, do traçado apresentado na figura anterior. Ver explicação na figura B1B.

Quadro B.8: Classificação do traçado pelos especialistas (análise inicial) e a partir do sistema Porto.

	Especialistas			Sistema Porto	Total
	A	B	C		
Classificação do traçado					
Normal					
Suspeito			1	1	2
Patológico	1	1			2

22h depois do traçado:

cesariana electiva por *sofrimento fetal*
recém-nascido com:

1200 g,

índice de Apgar 4/8

pH do sangue da artéria umbilical = 7,14

M.A.G.

Internamento por:

gestação de 28 semanas; iso-imunização Rh grave

Eco: anasarca feto-placentar

último traçado antes do nascimento:

CTG: MAG1R (*Figuras B.10A e B.10B*)

CTG na véspera = traçado sinusoidal

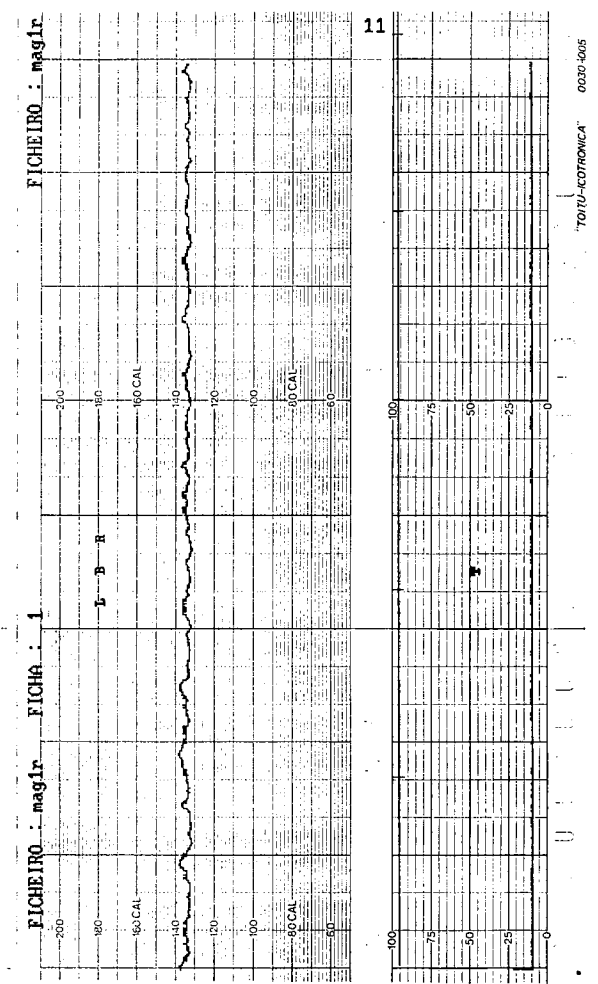


Figura B10.A: Segmentação do último cardiotocograma do caso MAG, após a leitura final pelos especialistas. Ver explicação na figura B1A.

ANALISE AUTOMATICA DO CARDIOTOCOGRAMA
 NOME DE FICHEIRO : mag
 FICHA N. : 1 QUAL. DO SINAL : 100%

FICHEIRO : mag FICHA : 1 SL= 0 %

Nº DESAC. : 0 V. LONGA : 3
 Nº ACEL. : 0 LINHA BASE : 133 UL - ANORM : 98%
 CNT. UTERINAS : 1 Nº MOVN : 0 UC - ANORM : 99%

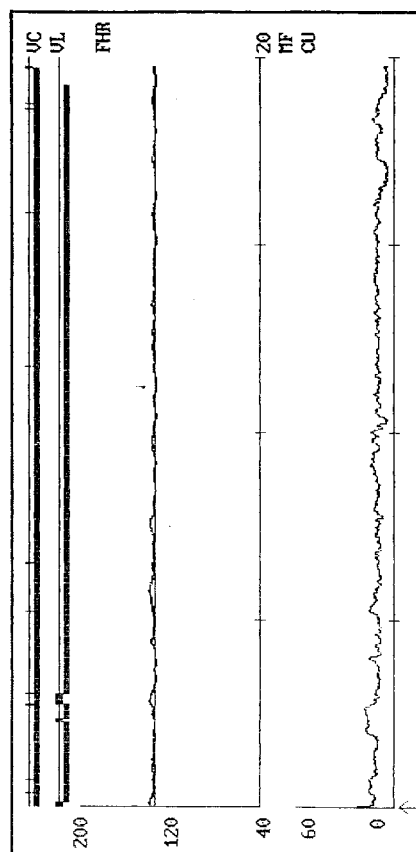


Figura B10.B: Segmentação, pelo sistema Porto, do traçado apresentado na figura anterior. Ver explicação na figura B1B.

Quadro B.9: Classificação do traçado pelos especialistas (análise inicial) e a partir do sistema Porto.

	Especialistas			Sistema Porto	Total
	A	B	C		
Classificação do traçado					
Normal					
Suspeito					
Patológico	1	1	1	1	4

Morte fetal diagnosticada 22 h depois do último traçado.

C.M.F.B.

29 anos

Antecedentes pessoais

4 gesta; 2 para; 1 abortamento espontâneo.

2 cesarianas anteriores. 2 Recém-nascidos malformados.

Gestação actual

Sem vigilância pré-natal

22/12/90 - Internamento por:

gestação de termo, maus antecedentes obstétricos

gestação de 40 semanas

tensão arterial = 110/60

altura uterina = 33 cm

CTG = *traçado normal*

23/12/90: Trabalho de parto

18:00h - 3 cm de dilatação

eco: oligoâmnio, placenta grau 3, biometria compatível com 40 semanas (p50)

S-D/S umbilical e cerebral = *normais*

último traçado antes do nascimento:

CTG : CM1, CB1 e CB2 (Figuras B.11A e B.11B)

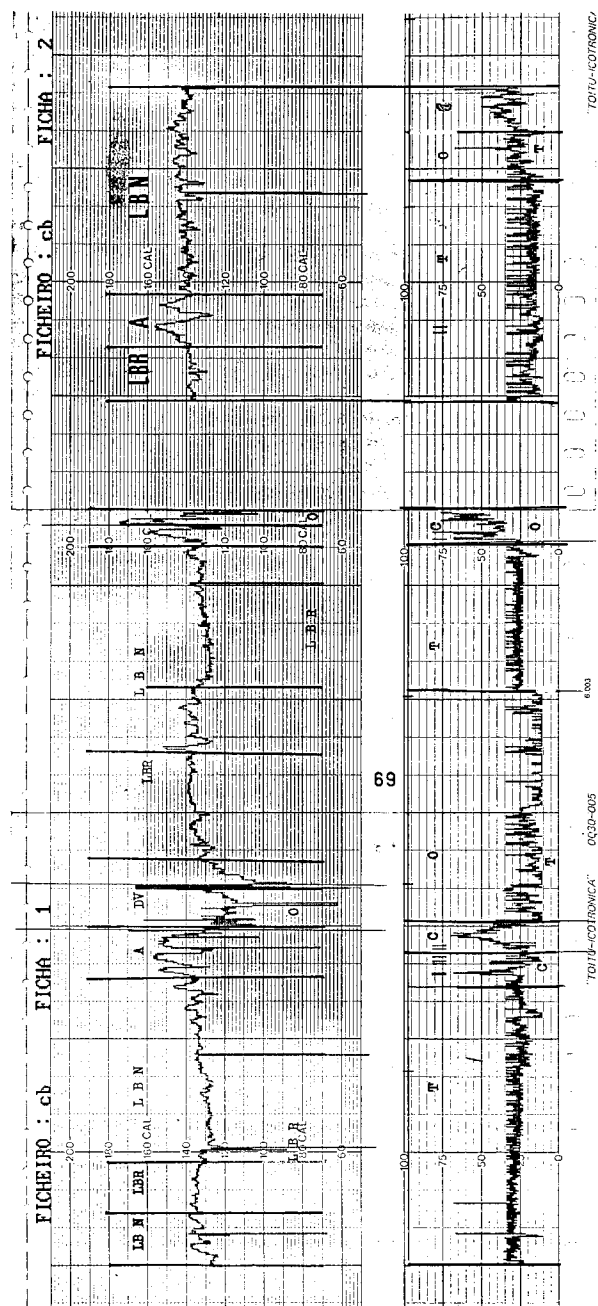


Figura B11.A: Segmentação do último cardiocotograma do caso CMFB, após a leitura final pelos especialistas. Ver explicação na *figura B1A*.

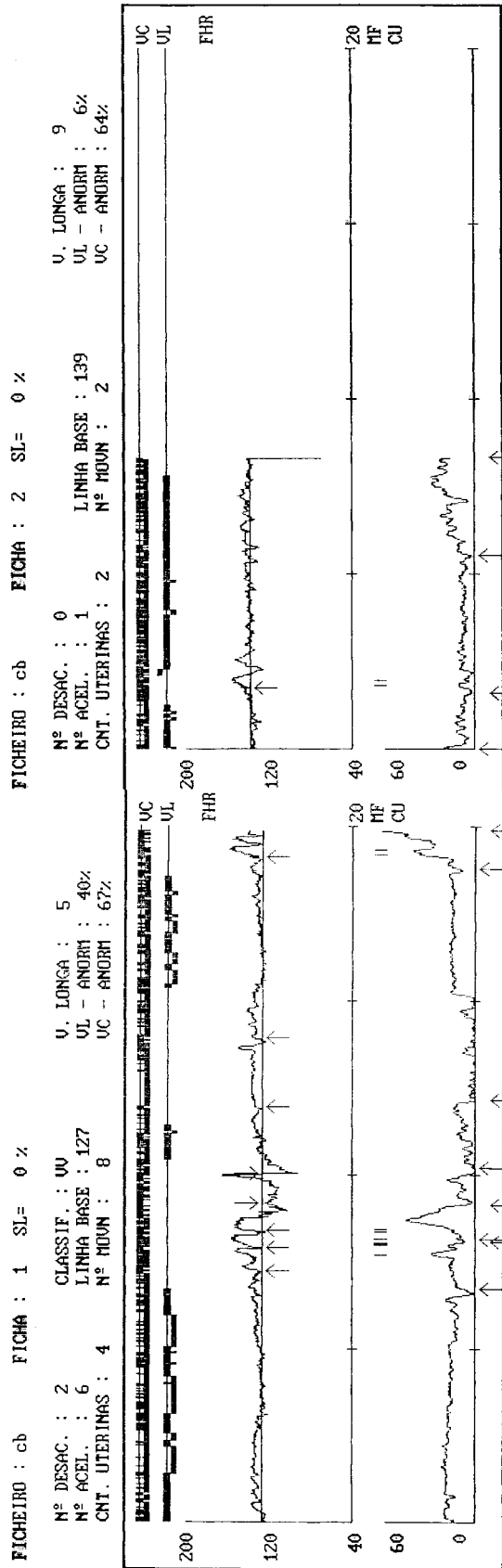


Figura B11.B: Segmentação, pelo sistema Porto, do traçado apresentado na figura anterior. Ver explicação na figura B1B.

Quadro B.10: Classificação do traçado pelos especialistas (análise inicial) e a partir do sistema Porto.

	Especialistas			Sistema Porto	Total
	A	B	C		
Classificação do traçado					
Normal				1	1
Suspeito	1	1	1		3
Patológico					

18h depois do traçado:

cesariana por *sofrimento fetal*

recém-nascido com:

3000 g,

índice de Apgar 10/10

pH do sangue da artéria umbilical = 7,27

I.N.S.S.

Antecedentes pessoais

Correcção cirúrgica de estenose mitral

3 gesta; 1 cesariana por "sofrimento fetal"; 1 abortamento espontâneo

Gestação actual

Consulta pré-natal regular

Gestação bem datada

4/1/91: Internamento por:

gestação de 37 semanas; trabalho de parto em início.

tensão arterial = 130/80

5/1/91:

10:00 h - "Ausência de trabalho de parto"

S-D/S umbilical = normal

Eco: biometria *normal*; oligoâmnio

CTG :INSS1R 1,2, 3 e 4

5/1/91:

15:00 h - trabalho de parto (3 cm de dilatação)

último traçado antes do nascimento:

CTG: ISN1R 1 e 2 (Figuras B.12A e B.12B)

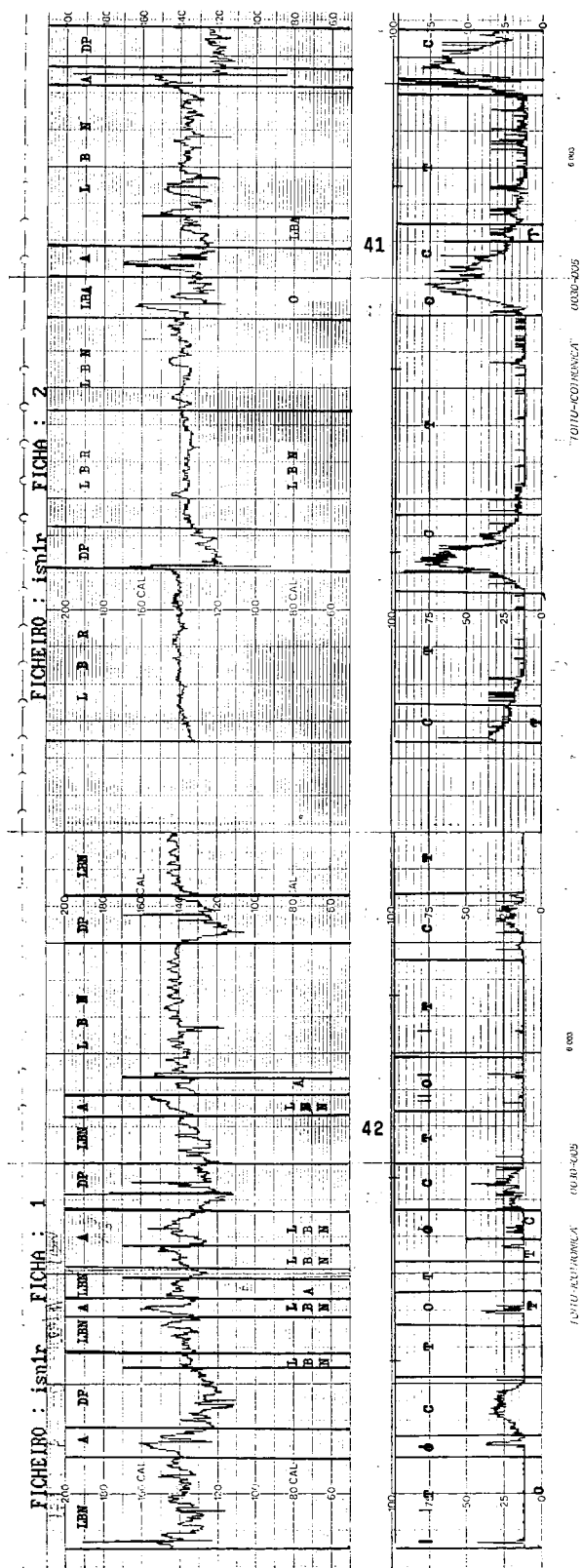


Figura B12.A: Segmentação do último cardiograma do caso INSS, após a leitura final pelos especialistas. Ver explicação na figura B1A.

FICHEIRO : isn1r FICHA : 1 SL= 0 %
 N° DESAC. : 3 CLASSIF. : UPU
 N° ACEL. : 11 LINHA BASE : 129
 CNT. UTERINAS : 3 N° MOVN : 13

U. LONGA : 13
 UL - ANORM : 0%
 UC - ANORM : 53%

FICHEIRO : isn1r FICHA : 2 SL= 0 %
 N° DESAC. : 3 CLASSIF. : TUU
 N° ACEL. : 3 LINHA BASE : 133
 CNT. UTERINAS : 3 N° MOVN : 2

U. LONGA : 4
 UL - ANORM : 28%
 UC - ANORM : 64%

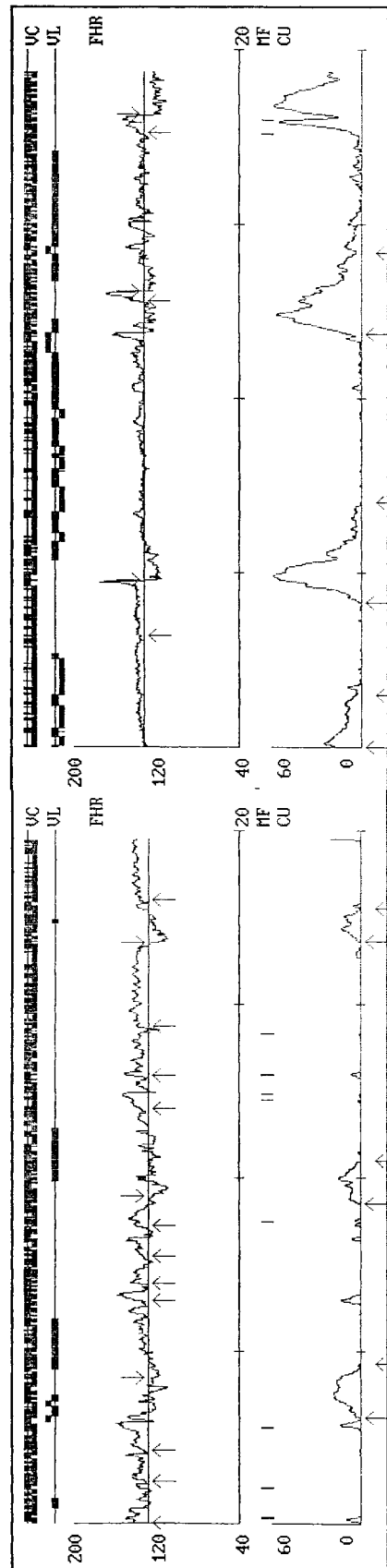


Figura B12.B: Segmentação, pelo sistema Porto, do traçado apresentado na figura anterior. Ver explicação na figura B1B.

Quadro B.11: Classificação do traçado pelos especialistas (análise inicial) e a partir do sistema Porto.

	Especialistas			Sistema Porto	Total
	A	B	C		
Classificação do traçado					
Normal			1	1	2
Suspeito	1	1			2
Patológico					

2h depois do traçado:

parto eutócico
 recém-nascido com:
 2900 g,
 índice de Apgar 9/10
 pH do sangue da artéria umbilical = 7,14

M.C.S.P.

29 anos

Antecedentes pessoais

2 gesta; 1 para; 1 recém-nascido com paralisia cerebral.

Gestação actual

Consulta pré-natal regular

Gestação bem datada

Internamento por:

gestação de 40 semanas; rotura prematura de membranas; trabalho de parto em início.

17/10/90: tensão arterial = 130/80

S-D/S umbilical = normal

último traçado antes do nascimento:

CTG: MCSP 1,2 e 3 (*Figuras B.13A e B.13B*)

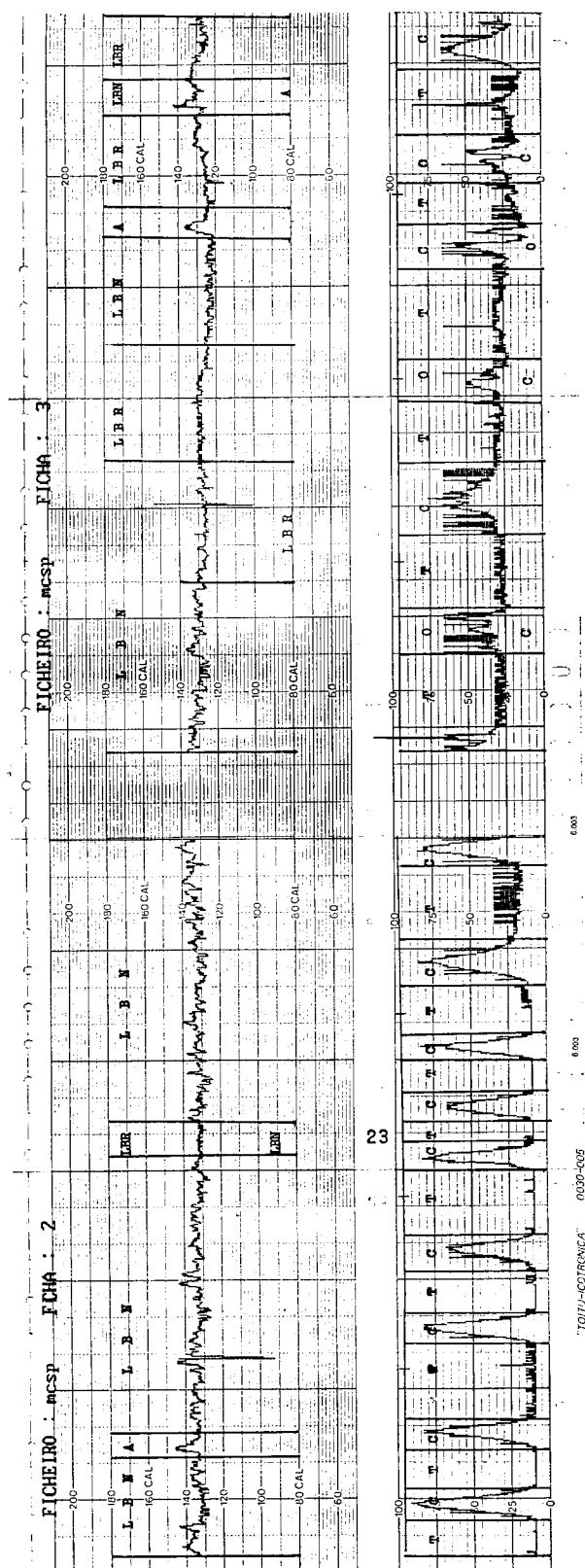


Figura B13.A: Segmentação do último cardiocograma do caso MCSP, após a leitura final pelos especialistas. Ver explicação na figura B1A.

FICHEIRO : mosp FICHA : 4 SL= 0 %

N.º DESAC. : 2 CLASSIF. : UU
N.º ACEL. : 5 LINHA BASE : 128
CNT. UTERINAS : 5 N.º MOVN : 6

U. LONGA : 10
UL - ANORM : 2%
UC - ANORM : 47%

FICHEIRO : mosp FICHA : 3 SL= 3 %

N.º DESAC. : 0
N.º ACEL. : 1 LINHA BASE : 125
CNT. UTERINAS : 7 N.º MOVN : 0

U. LONGA : 6
UL - ANORM : 39%
UC - ANORM : 74%

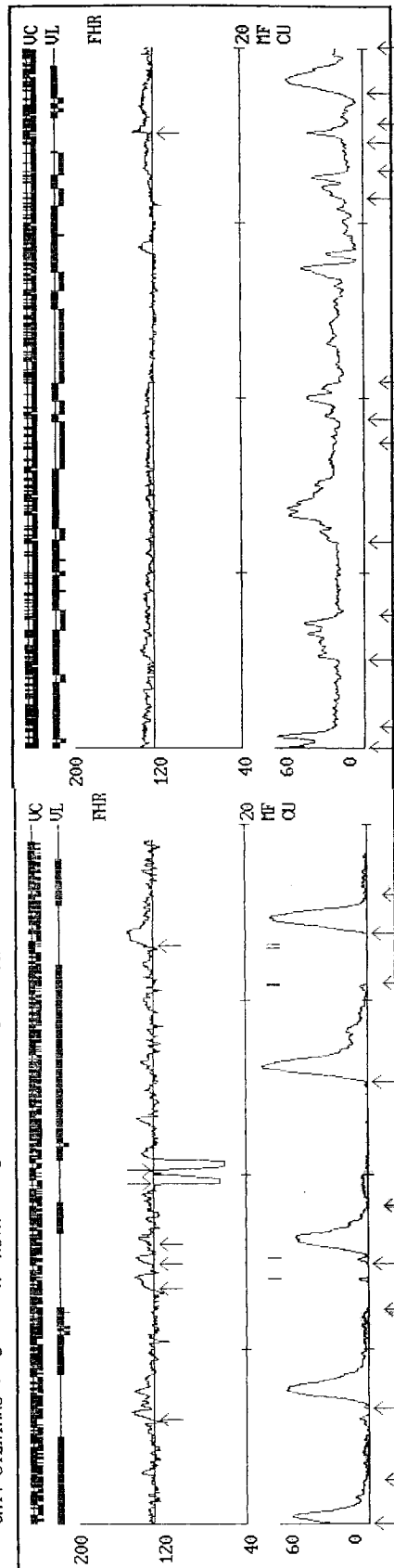


Figura B13.B: Segmentação, pelo sistema Porto, do traçado apresentado na figura anterior. Ver explicação na figura B1B.

Quadro B.12: Classificação do traçado pelos especialistas (análise inicial) e a partir do sistema Porto.

	Especialistas			Sistema Porto	Total
	A	B	C		
Classificação do traçado					
Normal	1		1	1	3
Suspeito		1			1
Patológico					

10h depois do traçado:

parto eutócico

recém-nascido com:

3630 g,

índice de Apgar 9/10

pH do sangue da artéria umbilical = 7,21

M.M.O.

Antecedentes pessoais

1 gesta

Gestação actual

Consulta pré-natal regular

Serviço de Urgência:

gestação de 42 semanas; trabalho de parto em início

17/2/91: tensão arterial = 138/90

eco: biometria e líquido amniótico *normais*

S-D/S umbilical = *normal*

último traçado antes do nascimento:

CTG: MMO 1 e 2 (Figuras B.14A e B.14B)

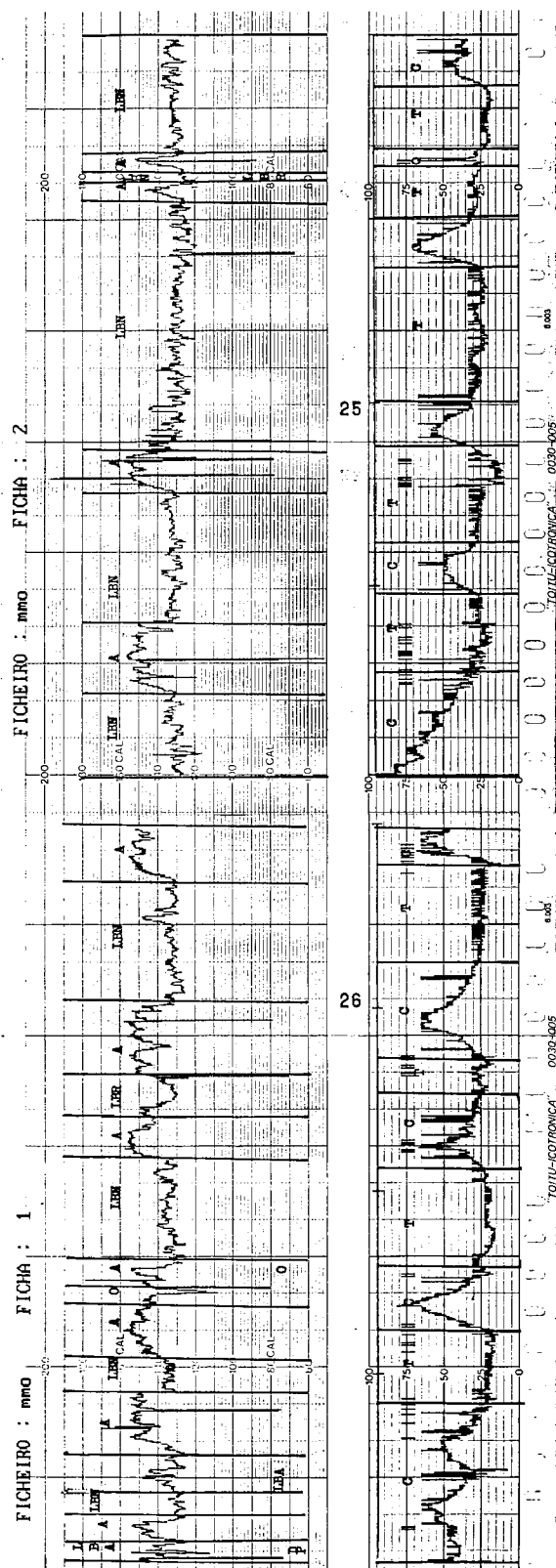


Figura B14.A: Segmentação do último cardiotocograma do caso MMO, após a leitura final pelos especialistas. Ver explicação na *figura B1A*.

FICHEIRO : mm0 FICHA : 1 SL= 0 %

Nº DESAC. : 0
 Nº ACEL. : 8
 CNT. UTERINAS : 5

U. LONGA : 8
 UL - ANORM : 54%
 UC - ANORM : 42%

FICHEIRO : mm0 FICHA : 2 SL= 0 %

Nº DESAC. : 2
 Nº ACEL. : 3
 CNT. UTERINAS : 5

CLASSIF. : TV
 LINHA BASE : 131
 Nº MOUN : 29

U. LONGA : 11
 UL - ANORM : 54%
 UC - ANORM : 50%

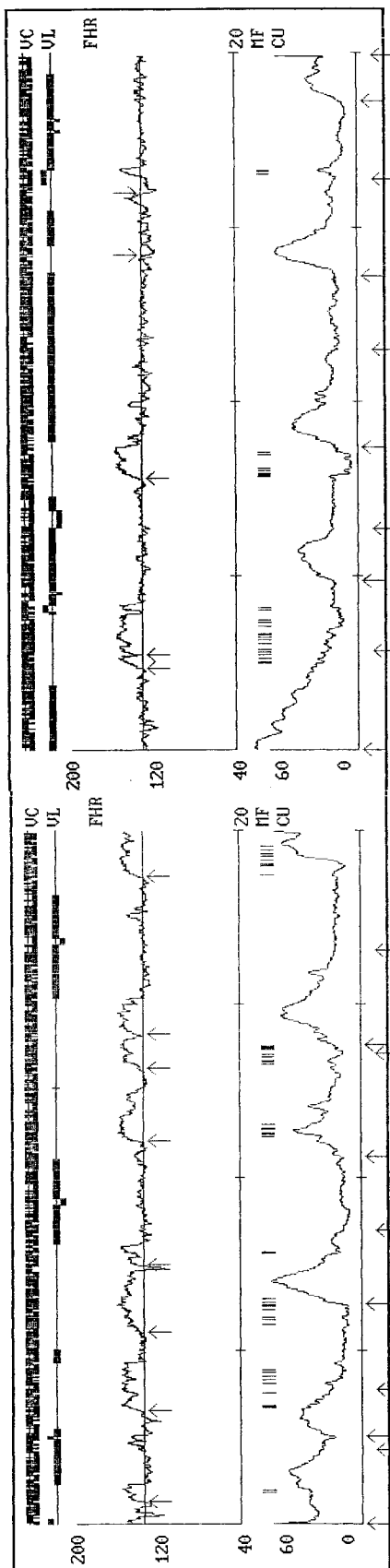


Figura B14.B: Segmentação, pelo sistema Porto, do traçado apresentado na figura anterior. Ver explicação na figura B1B.

Quadro B.13: Classificação do traçado pelos especialistas (análise inicial) e a partir do sistema Porto.

	Especialistas			Sistema Porto	Total
	A	B	C		
Classificação do traçado					
Normal	1	1	1	1	4
Suspeito					
Patológico					

11h depois do traçado:

cesariana por *incompatibilidade feto-pélvica*
 recém-nascido com:
 3100 g,
 índice de Apgar 10/10

R.J.B.B.

26 anos

Antecedentes pessoais

1 gesta; 0 para;

Gestação actual

Consulta pré-natal regular

Gestação bem datada

Internamento por:

trabalho de parto; gestação de 41 semanas

13/8/91 -

13:20h - 4 cm de dilatação

líquido amniótico com mecónio

CTG (ECG): RJBB 1 a 3

14:30h - 5 cm de dilatação; meperidina - 20 mg E.V.

CTG (ECG): RJBB 4 a 6

15:20h - 5 cm de dilatação; ocitocina

último traçado antes do nascimento:

CTG (ECG): RJBB 7 e 8 (Figuras B.15A e B.15B)

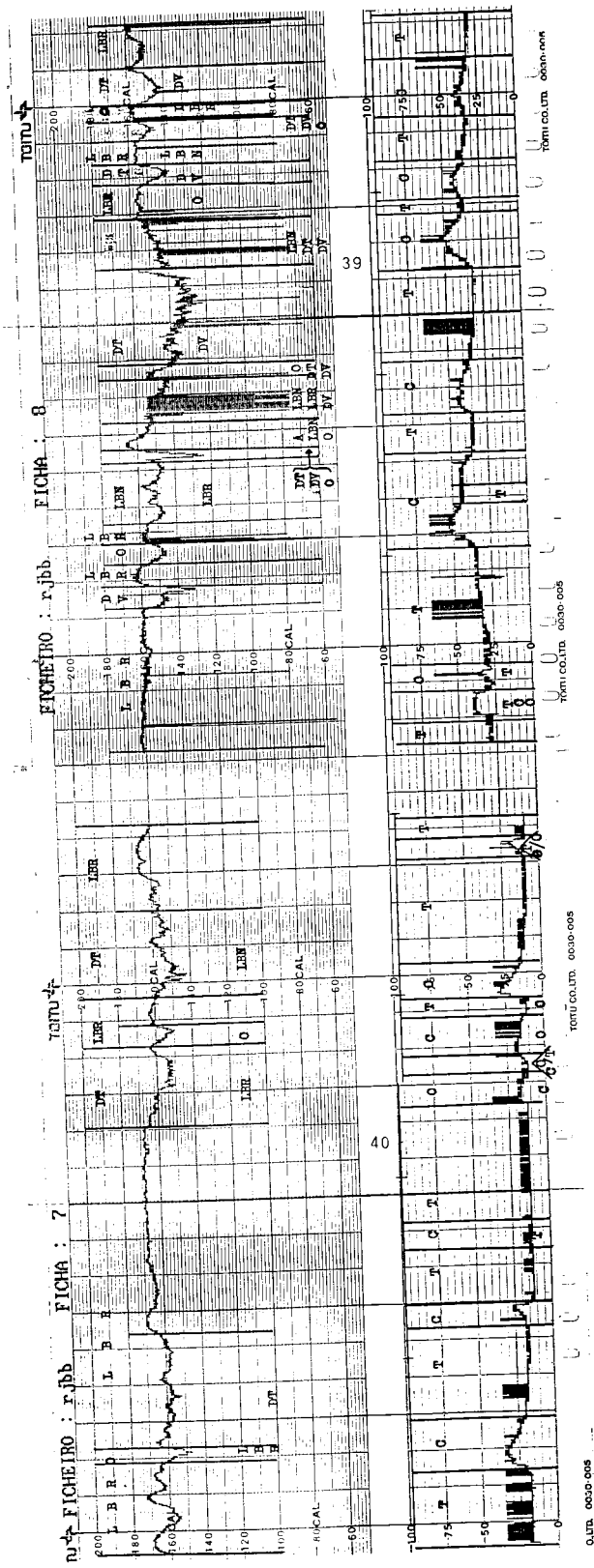


Figura B15.A: Segmentação do último cardiocograma do caso RJBB, após a leitura final pelos especialistas. Ver explicação na *figura B1.A.*

FICHEIRO : rjbb FICHA : 7 SL= 2 %

N.º DESAC. : 7 CLASSIF. : 0
N.º ACEL. : 0 LINHA BASE : 163
CNT. UTERINAS : 6 N.º MOV. : 0V. LONGA : 2
UL - ANORM : 69%
UC - ANORM : 87%

FICHEIRO : rjbb FICHA : 8 SL= 5 %

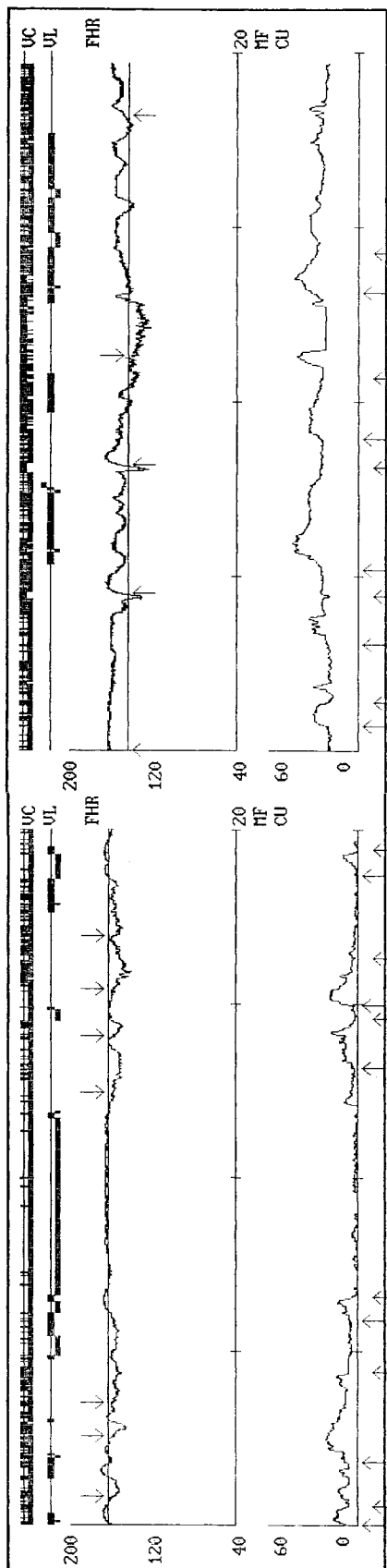
N.º DESAC. : 1 CLASSIF. : 0
N.º ACEL. : 4 LINHA BASE : 145
CNT. UTERINAS : 5 N.º MOV. : 0V. LONGA : 12
UL - ANORM : 11%
UC - ANORM : 56%

Figura B15.B: Segmentação, pelo sistema Porto, do traçado apresentado na figura anterior. Ver explicação na figura B1.B.

Quadro B.14: Classificação do traçado pelos especialistas (análise inicial) e a partir do sistema Porto.

	Especialistas			Sistema Porto	Total
	A	B	C		
Classificação do traçado					
Normal					
Suspeito				1	1
Patológico	1	1	1		3

30 minutos depois do traçado:

cesariana por *sofrimento fetal*

recém-nascido com:

3200 g,

índice de Apgar 6/9

pH do sangue da artéria umbilical = 7,22

F.M.C.S.

22 anos

Antecedentes pessoais

1 gesta

Gestação actual

Consulta pré-natal regular

Gestação bem datada

26//91- Internamento por:

gestação de 39 semanas. trabalho de parto

12:20 h - 8 cm de dilatação

líquido amniótico de características normais

12:36 h - período expulsivo -

último traçado antes do nascimento:

CTG (ECG): FMCS 1 e 2 (*Figuras B.16A e B.16B*)

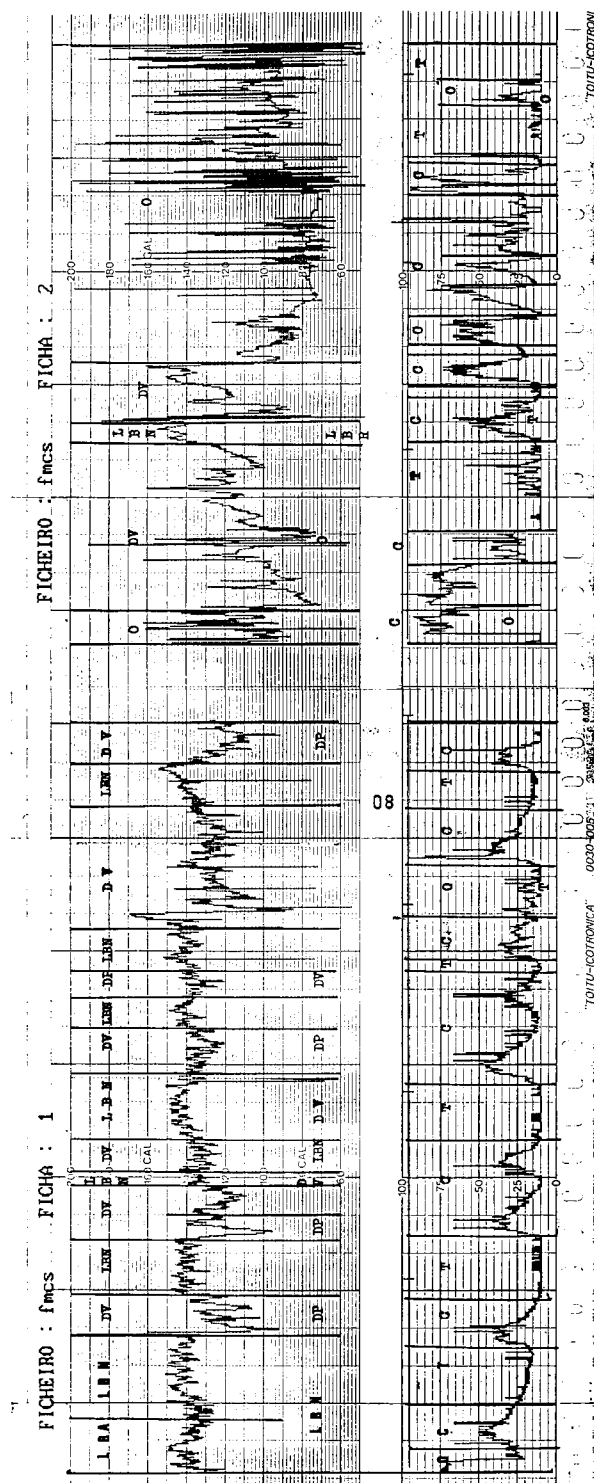


Figura B16.A: Segmentação do último cardiocotograma do caso FMCS, após a leitura final pelos especialistas. Ver explicação na figura B1.A.

FICHEIRO : fmc FICHA : 1 SL= 1 %

Nº DESAC. : 6 CLASSIF. : UUUUV
Nº ACEL. : 8 LINHA BASE : 134
CNT. UTERINAS : 9 Nº MOUN : 0U. LONGA : 19
UL - ANORM : 0%
UC - ANORM : 13%

FICHEIRO : fmc FICHA : 2 SL= 32 %

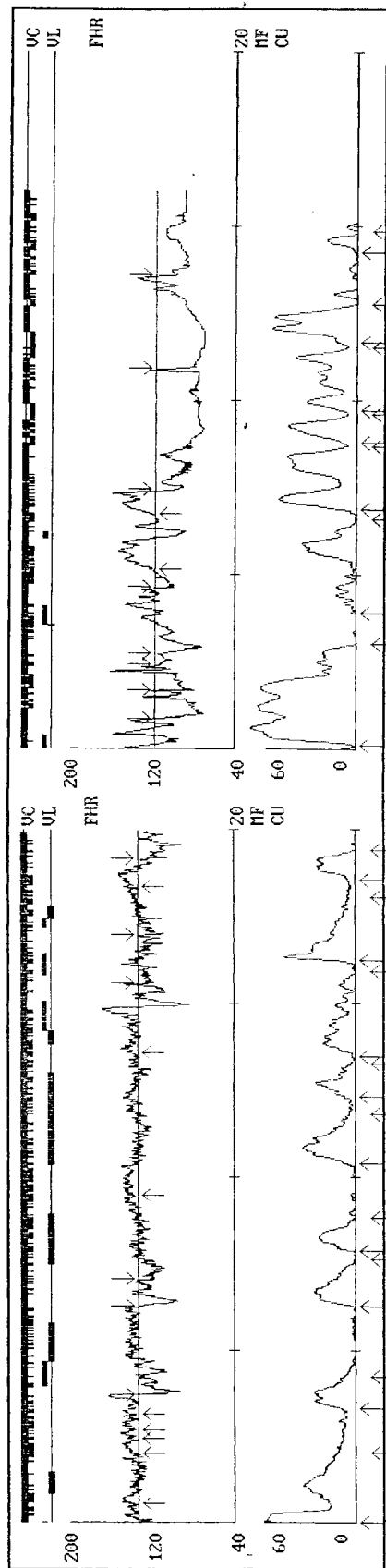
Nº DESAC. : 8 CLASSIF. : TUUUUUU
Nº ACEL. : 2 LINHA BASE : 118
CNT. UTERINAS : 7 Nº MOUN : 0U. LONGA : 38
UL - ANORM : 0%
UC - ANORM : 23%

Figura B16.B: Segmentação, pelo sistema Porto, do traçado apresentado na figura anterior. Ver explicação na figura B1.B.

Quadro B.15: Classificação do traçado pelos especialistas (análise inicial) e a partir do sistema Porto.

	Especialistas			Sistema Porto	Total
	A	B	C		
Classificação do traçado					
Normal					
Suspeito	1		1		2
Patológico		1		1	2

6 minutos depois do traçado:

parto eutócico
 recém-nascido com:
 3340 g,
 índice de Apgar 6/9/9
 pH do sangue da artéria umbilical = 6,99

J.F.S.D.

28 anos

Antecedentes pessoais

3 gesta; 1 para; 1 abortamento

Gestação actual

Consulta pré-natal regular

Gestação bem datada

Diagnóstico de hidrocefalia fetal, sem aumento do perímetro cefálico, às 32 semanas

6/8/91 - Internamento por:

gestação de 40 semanas, trabalho de parto

17:03 h - 5 cm de dilatação

líquido amniótico de características normais

CTG (ECG): JFSD 2 e 3

18:00 h - 7 cm de dilatação; meperidina - 20 mg E.V.

CTG (ECG): JFSD 4

18:25 h - período expulsivo

último traçado antes do nascimento:

CTG (ECG): 5 e 6 (Figuras B.17A e B.17B)

Figura B17.A: Segmentação do último cardiocograma do caso JFSD, após a leitura final pelos especialistas. Ver explicação na figura B1.A.

FICHEIRO : jfsd FICHA : 4 SL= 5 %
 N° DESAC. : 0
 N° ACCEL. : 8
 CNT. UTERINAS : 8
 LINHA BASE : 124
 N° MOVN : 0
 U. LONGA : 6
 UL - ANORM : 26%
 UC - ANORM : 49%
 FICHEIRO : jfsd FICHA : 5 SL= 6 %
 N° DESAC. : 4
 N° ACCEL. : 3
 CNT. UTERINAS : 7
 CLASSIF. : UUUU
 LINHA BASE : 125
 N° MOVN : 0
 U. LONGA : 6
 UL - ANORM : 10%
 UC - ANORM : 42%

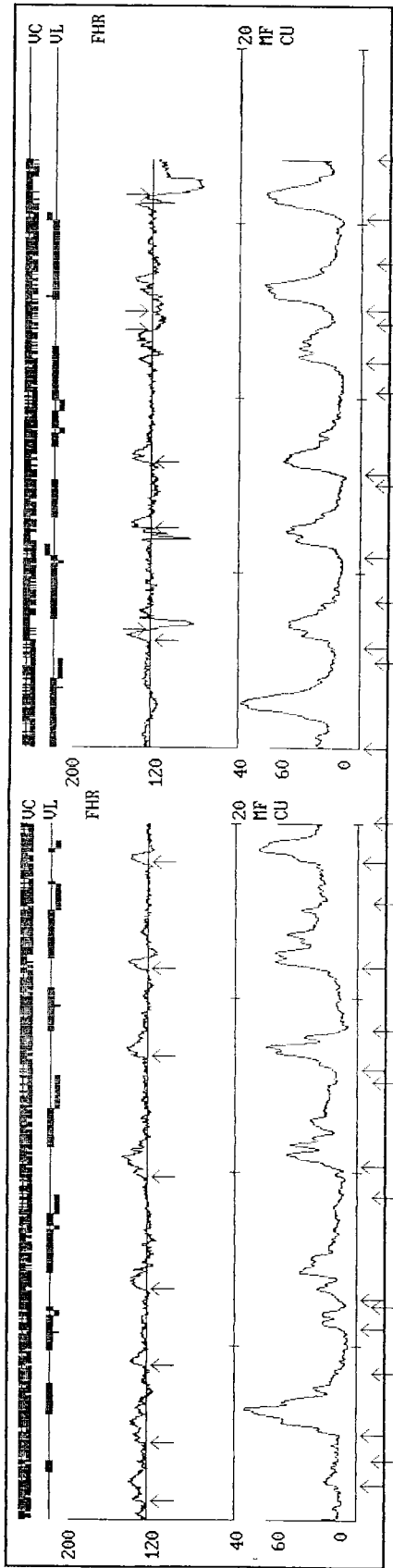


Figura B17.B: Segmentação, pelo sistema Porto, do traçado apresentado na figura anterior. Ver explicação na figura B1.B.

Quadro B.16: Classificação do traçado pelos especialistas (análise inicial) e a partir do sistema Porto.

	Especialistas			Sistema Porto	Total
	A	B	C		
Classificação do traçado					
Normal	1		1	1	3
Suspeito		1			1
Patológico					

5 minutos depois do traçado:

parto eutócico

recém-nascido com:

3300 g,

índice de Apgar 9/10

pH do sangue da artéria umbilical = 7,24

M.E.D.M.

28 anos

Antecedentes pessoais

1 gesta; 0 para.

Gestação actual

Consulta pré-natal regular

Gestação bem datada

Internamento por:

gestação de 41 semanas, trabalho de parto

7/8/91 -

14:53 h - 5 cm de dilatação

meperidina - 20 mg e.v.

líquido amniótico tingido com mecónio

CTG (ECG): MEDM 2 ,3,4 e 5

7/8/91

16:30 h - 9 cm de dilatação; butilhioscina 20 mg E.V.

CTG (ECG): MEDM 6

16:40 h - período expulsivo

último traçado antes do nascimento:

CTG (ECG): MEDM 6 e 7 (Figuras B.18A e B.18B)

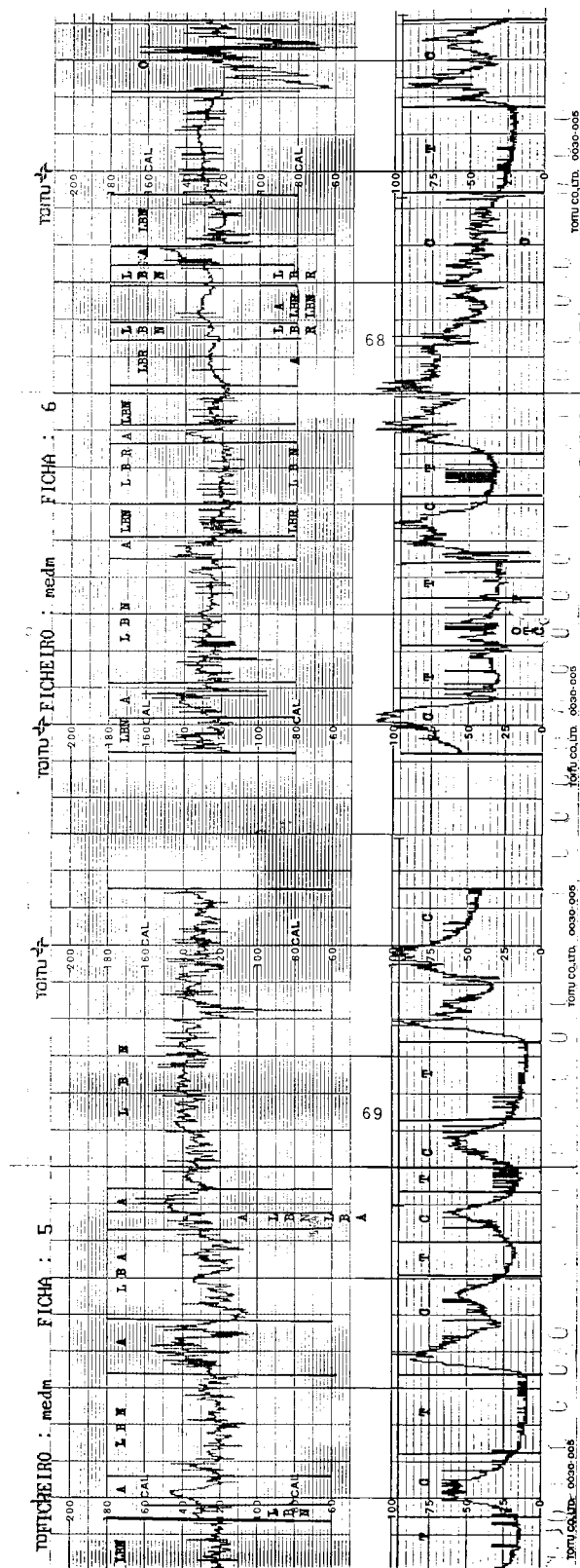


Figura B18.A: Segmentação do último cardiotocograma do caso MEDM, após a leitura final pelos especialistas. Ver explicação na *figura B1.A*.

FICHEIRO : medm FICHA : 5 SL= 1 %

Nº DESAC. : 1 CLASSIF. : U
 Nº ACEL. : 10 LINHA BASE : 121
 CNT. UTERINAS : 7 Nº MOVN : 0

U. LONGA : 20
 UL - ANORM : 0%
 UC - ANORM : 26%

FICHEIRO : medm FICHA : 6 SL= 2 %

Nº DESAC. : 1 CLASSIF. : U
 Nº ACEL. : 7 LINHA BASE : 120
 CNT. UTERINAS : 6 Nº MOVN : 0

U. LONGA : 11
 UL - ANORM : 9%
 UC - ANORM : 43%

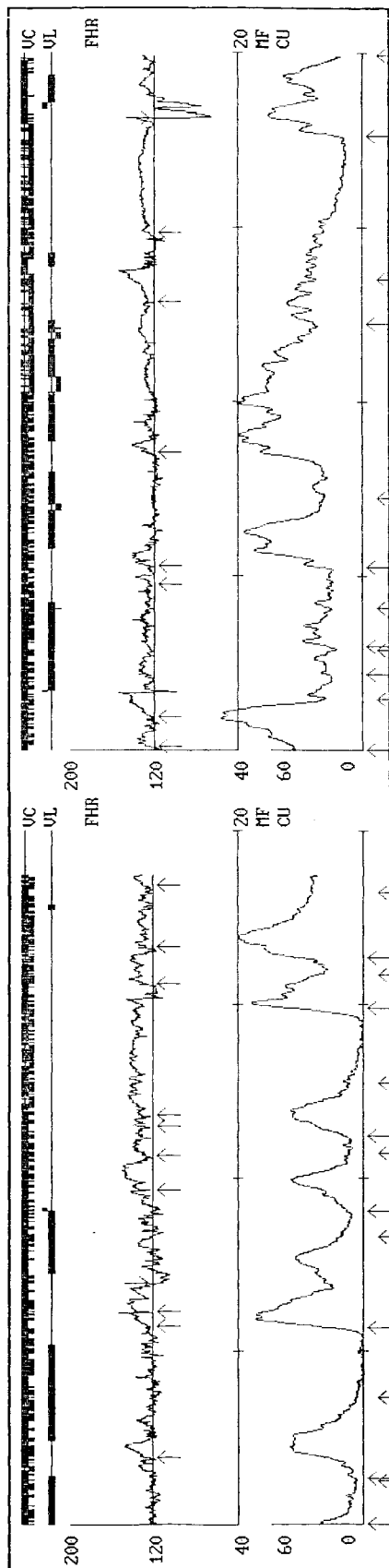


Figura B18.B: Segmentação, pelo sistema Porto, do traçado apresentado na figura anterior. Ver explicação na figura B1.B.

Quadro B.17: Classificação do traçado pelos especialistas (análise inicial) e a partir do sistema Porto.

	Especialistas			Sistema Porto	Total
	A	B	C		
Classificação do traçado					
Normal			1	1	2
Suspeito	1	1			2
Patológico					

4 minutos depois do traçado:

parto eutócico auxiliado com ventosa
recém-nascido com:

3630 g,

índice de Apgar 9/10

pH do sangue da artéria umbilical = 7,22

M.G.P.M.S.

27 anos

Antecedentes pessoais

4 gesta; 2 para; 1 gravidez ectópica

Gestação actual

Consulta pré-natal regular

Gestação bem datada

Internamento por:

gestação de 38 semanas, trabalho de parto

23/7/91

15:30 h - 5 cm de dilatação

líquido amniótico de características normais

meperidina - 20 mg e.v.

CTG (ECG): MGPMs 1 e 2

23/7/91

16:31 h - período expulsivo

último traçado antes do nascimento:

CTG (ECG): MGPMs 3 e 4 (Figuras B.19A e B.19B)

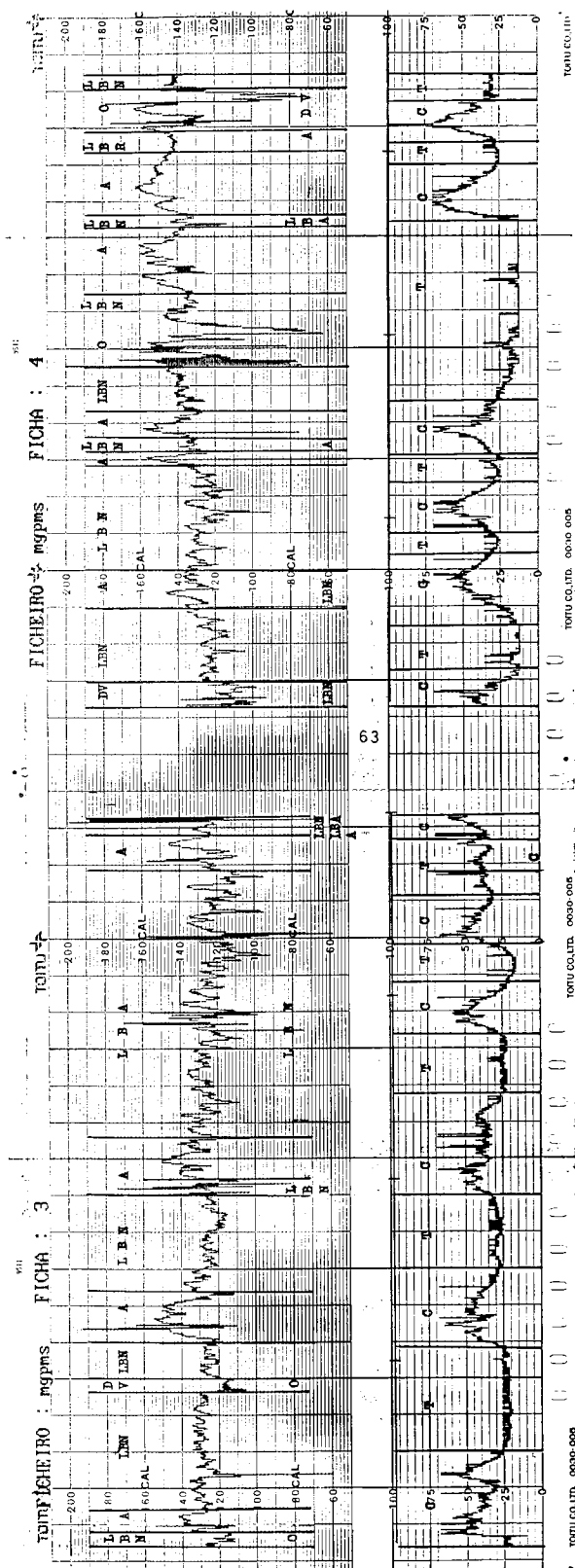


Figura B19.A: Segmentação do último cardiocitograma do caso MGPMS, após a leitura final pelos especialistas. Ver explicação na figura B1.A.

FICHEIRO : mgpms FICHA : 3 SL= 2 %

N.º DESAC. : 3 CLASSIF. : UUU
N.º ACEL. : 7 LINHA BASE : 122
CNT. UTERINAS : 6 N.º MOVN : 0

U. LONGA : 9
UL - ANORM : 0%
UC - ANORM : 30%

FICHEIRO : mgpms FICHA : 4 SL= 4 %

N.º DESAC. : 3 CLASSIF. : UUU
N.º ACEL. : 7 LINHA BASE : 119
CNT. UTERINAS : 7 N.º MOVN : 0

U. LONGA : 24
UL - ANORM : 0%
UC - ANORM : 33%

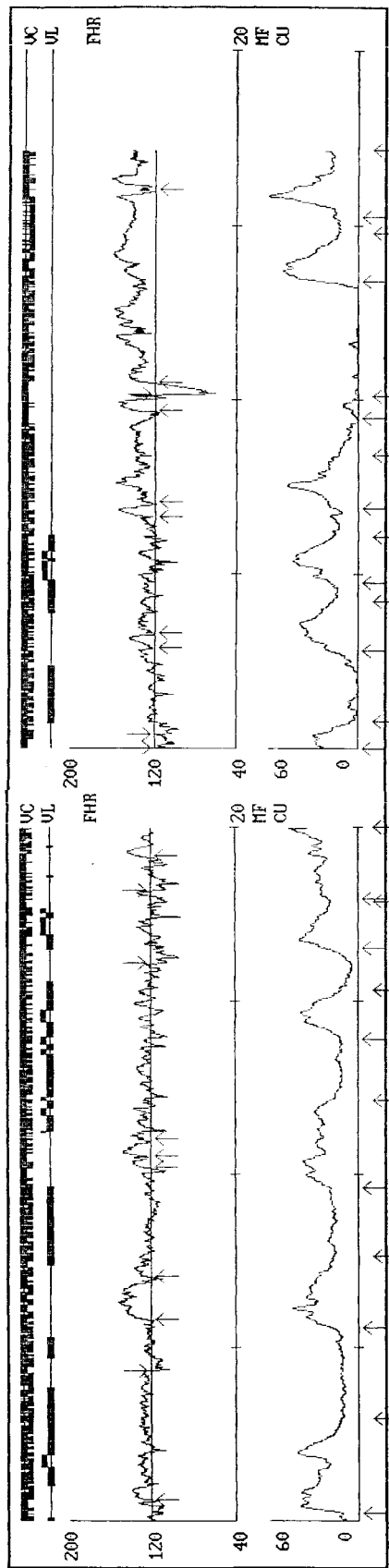


Figura B19.B: Segmentação, pelo sistema Porto, do traçado apresentado na figura anterior. Ver explicação na figura B1.B.

Quadro B.18: Classificação do traçado pelos especialistas (análise inicial) e a partir do sistema Porto.

	Especialistas			Sistema Porto	Total
	A	B	C		
Classificação do traçado					
Normal	1		1	1	3
Suspeito		1			1
Patológico					

imediatamente após o traçado:

parto eutócico
 recém-nascido com:
 3100 g,
 índice de Apgar 9/10
 pH do sangue da artéria umbilical = 7,25

M.J.F.G.

40 anos

Antecedentes pessoais

3 gesta; 2 para

1 recém-nascido falecido com trissomia 21

Gravidez actual

biópsia do trofoblasto às 10 semanas (46,XX)

observada regularmente na consulta pré-natal

gestação bem datada

Internamento por:

gestação de 40 semanas, trabalho de parto

23/7/91:

17:10 - período expulsivo

último traçado antes do nascimento:

CTG(ECG) MJFGS 1 (*Figuras B.20A e B.20B*)

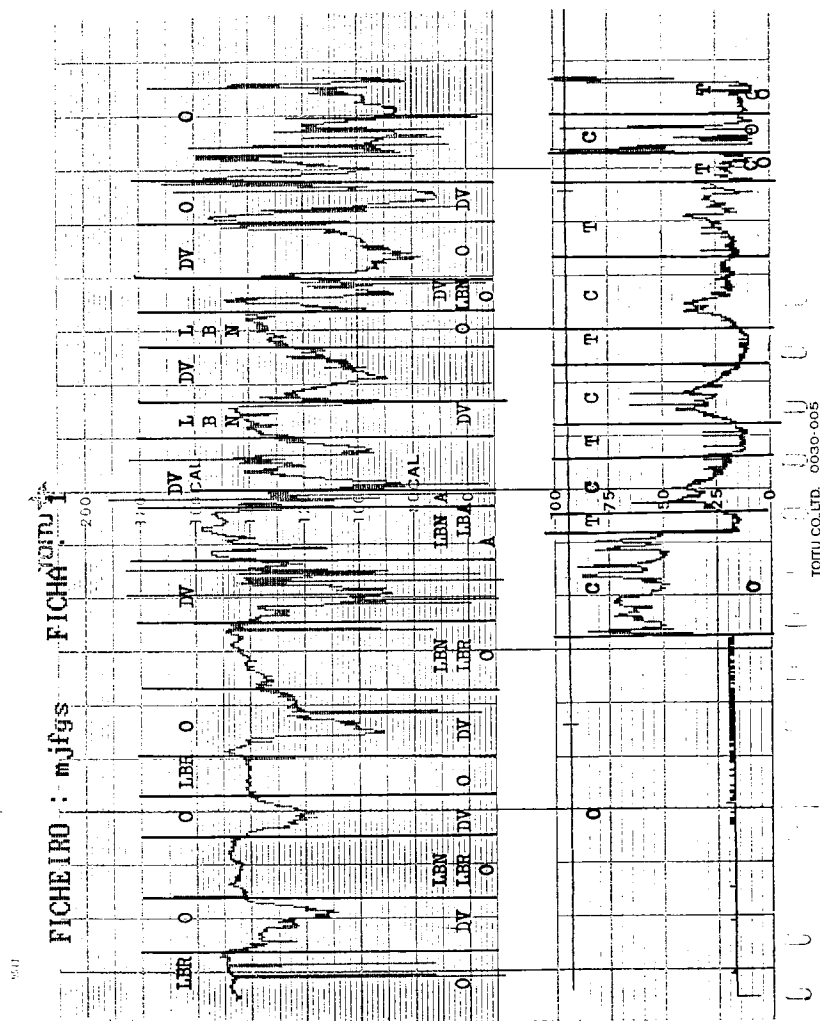


Figura B20.A: Segmentação do último cardiograma do caso MJFG, após a leitura final pelos especialistas. Ver explicação na figura B1.A.

ANALISE AUTOMATICA DO CARDIOTOCOGRAMA
 NOME DE FICHEIRO : m.jfgs
 FICHA N.º : 1 QUAL. DO SINAL : 90%

FICHEIRO : m.jfgs FICHA : 1 SL= 6 %

Nº DESAC. : 11 CLASSIF. : UUUUUUUUUU
 Nº ACCEL. : 1 LINHA BASE : 143 V. LONGA : 6
 CNT. UTERINAS : 6 Nº MOV. : 0 UC - ANORM : 35%

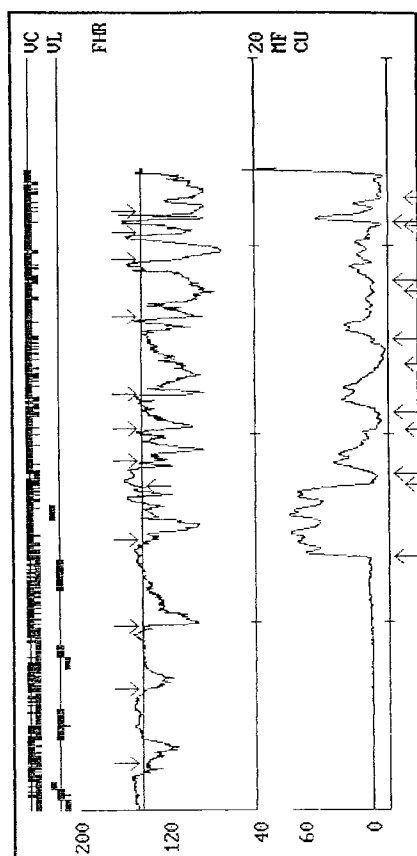


Figura B20.B: Segmentação, pelo sistema Porto, do traçado apresentado na figura anterior. Ver explicação na figura B1.B.

Quadro B.19: Classificação do traçado pelos especialistas (análise inicial) e a partir do sistema Porto.

	Especialistas			Sistema Porto	Total
	A	B	C		
Classificação do traçado					
Normal			1	1	2
Suspeito	1				1
Patológico		1			1

8 minutos após o traçado:

parto eutócico
 recém-nascido com:
 2950 g,
 índice de Apgar 9/10
 pH do sangue da artéria umbilical = 7,26

M.O.A.R.

29 anos

Antecedentes pessoais

1 gesta;

Gestação actual

Consulta pré-natal regular

Gestação bem datada

Internamento por:

gestação de 40 semanas, trabalho de parto

24/7/91 - 23:40 h - 5 cm de dilatação

líquido amniótico de características normais

meperidina - 20 mg e.v.

CTG (ECG): MOAR 1 a 5

24/7/91

01:18 h - Período expulsivo

último traçado antes do nascimento:

CTG (ECG): MOAR 6 (*Figuras B.21A e B.21B*)

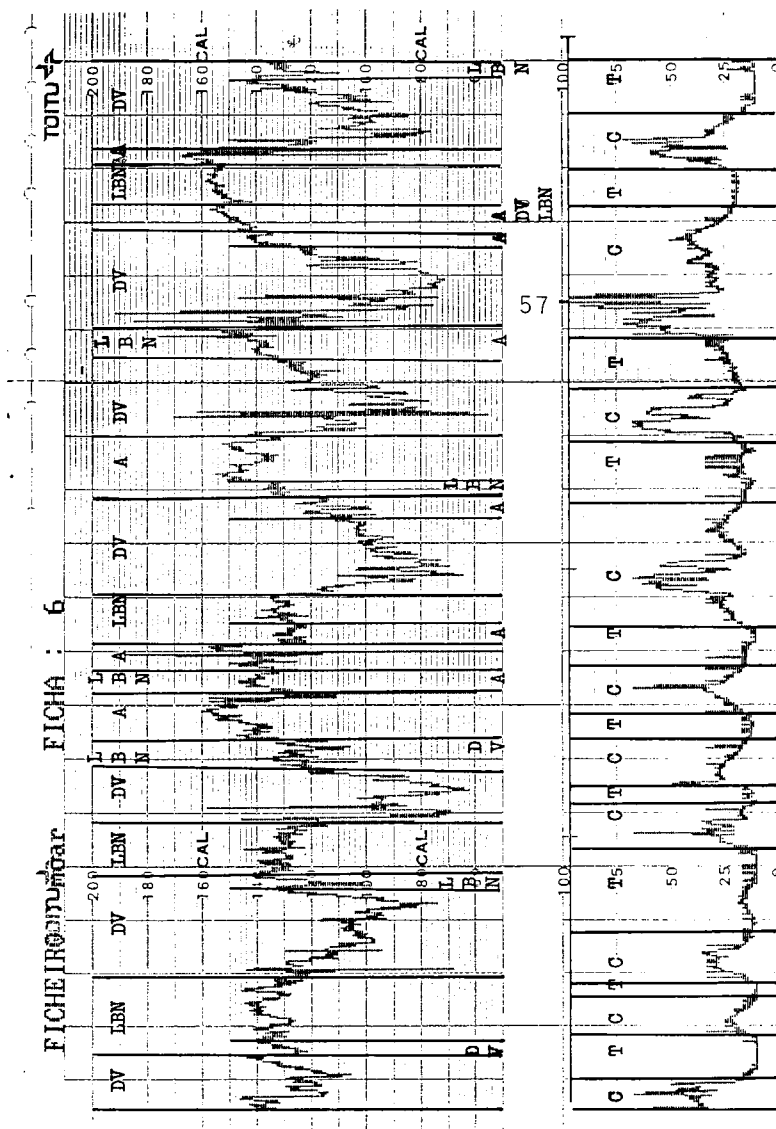


Figura B21.A: Segmentação do último cardiocograma do caso MOAR, após a leitura final pelos especialistas. Ver explicação na *figura B1.A*.

ANALISE AUTOMATICA DO CARDIOTOCOGRAMA
 NOME DE FICHEIRO : moar
 FICHA N. : 6 QUAL. DO SINAL : 90%

FICHEIRO : moar FICHA : 6 SL= 4 %

Nº DESAC. : 6 CLASSIF. : UUUUTU U. LONGA : 16
 Nº ACEL. : 8 LINHA BASE : 128 UL - ANORM : 0%
 CNT. UTERINAS : 11 Nº MOVN : 0 UC - ANORM : 12%

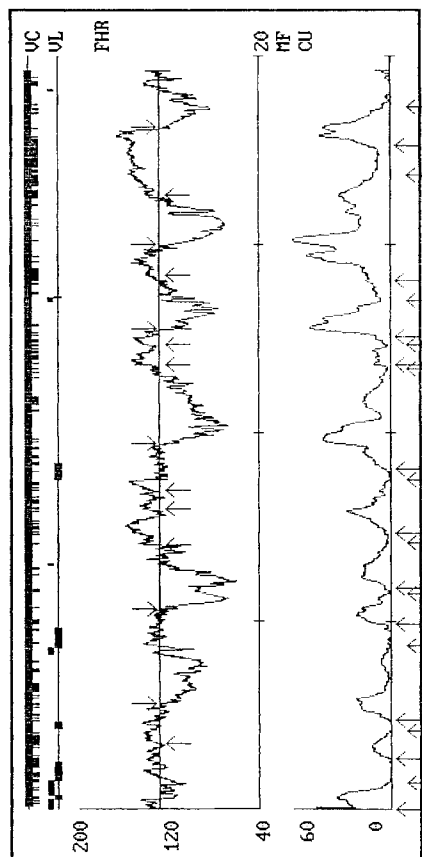


Figura B21.B: Segmentação, pelo sistema Porto, do traçado apresentado na figura anterior. Ver explicação na figura B1.B.

Quadro B.20: Classificação do traçado pelos especialistas (análise inicial) e a partir do sistema Porto.

	Especialistas			Sistema Porto	Total
	A	B	C		
Classificação do traçado					
Normal			1	1	2
Suspeito	1				1
Patológico		1			1

4 minutos depois do traçado:

parto eutócico

recém-nascido com:

3930 g,

índice de Apgar 9/10

pH do sangue da artéria umbilical = 7,25

M.R.S.A.

30 anos

Antecedentes pessoais

2 gesta; 0 para; 1 abortamento

Gestação actual

Consulta pré-natal regular

Gestação bem datada

Internamento por:

gestação de 40 semanas, trabalho de parto; rotura prematura de membranas há mais de 24 h

4/8/91 - 20:00 h - temperatura axilar = 39 ° C

5 cm de dilatação

líquido amniótico de características normais

Ac acetilsalicílico - 500 mg e.v.

CTG (ECG): MRSA 2 a 5

4/8/91 - 22:40 h - 6 cm de dilatação

CTG (ECG): MRSA 6 a 8

5/8/91 - 00:35 h - período expulsivo

último traçado antes do nascimento:

CTG(ECG): MRSA 9 e 10 (Figuras B.22A e B.22B)

Figura B22.A: Segmentação do último cardiocograma do caso MRSA, após a leitura final pelos especialistas. Ver explicação na *figura B1.A*.

ANALISE AUTOMATICA DO CARDIOTOCOGRAMA
 NOME DE FICHEIRO : mrsa
 FICHA N. : 9 QUAL. DO SINAL : 99%

FICHEIRO : mrsa FICHA : 9 SL= 3 % FICHEIRO : mrsa FICHA : 10 SL= 6 %

Nº DESAC. : 0
 Nº ACEL. : 1
 CNT. UTERINAS : 6
 LINHA BASE : 151
 Nº MOON : 0

Nº DESAC. : 7
 Nº ACEL. : 6
 CNT. UTERINAS : 9
 CLASSIF. : UUUUUUU
 LINHA BASE : 146
 Nº MOON : 0

U. LONGA : 13
 UL - ANORM : 11%
 UC - ANORM : 41%

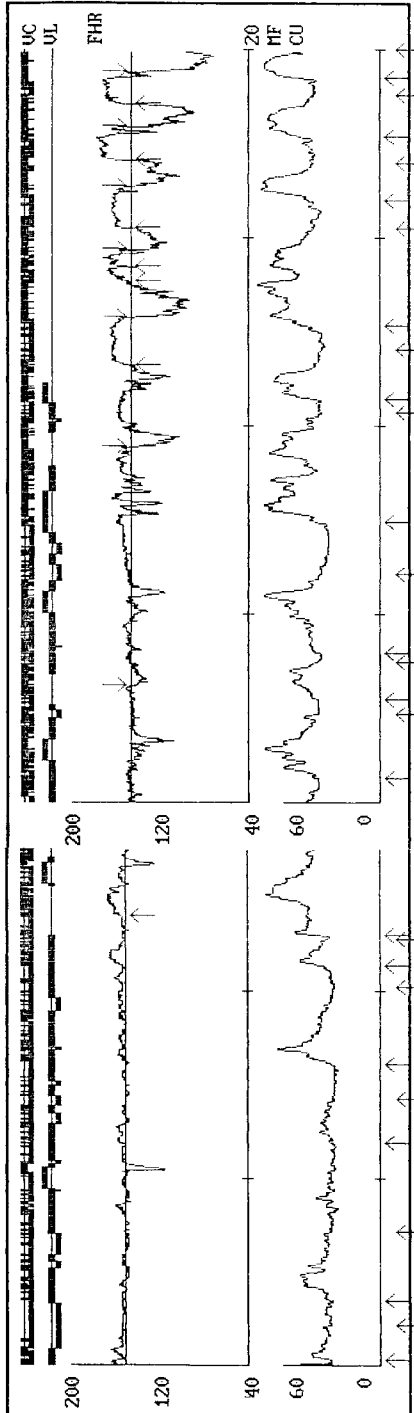


Figura B22.B: Segmentação, pelo sistema Porto, do traçado apresentado na figura anterior. Ver explicação na figura B1.B.

Quadro B.21: Classificação do traçado pelos especialistas (análise inicial) e a partir do sistema Porto.

	Especialistas			Sistema Porto	Total
	A	B	C		
Classificação do traçado					
Normal			1	1	2
Suspeito	1				1
Patológico		1			1

5 minutos depois do traçado:

parto eutócico auxiliado com ventosa
recém-nascido com:

3750 g,

índice de Apgar 7/9

pH do sangue da artéria umbilical = 7,19

T.F.F.M.

18 anos

Antecedentes pessoais

1 gesta

Gestação actual

Consulta pré-natal regular

Gestação bem datada

Internamento por: trabalho de parto; gestação de 38 semanas

17/8/91

12:30h - 5 cm de dilatação

líquido amniótico de características normais

CTG (ECG): TFFM 1 e 2

13:20h - 6 cm de dilatação; meperidina - 20 mg E.V.

CTG (ECG): TFFM 3 e 4

14:00h - período expulsivo

último traçado antes do nascimento:

CTG (ECG): TFFM 5 (*Figuras B.23A e B.23B*)

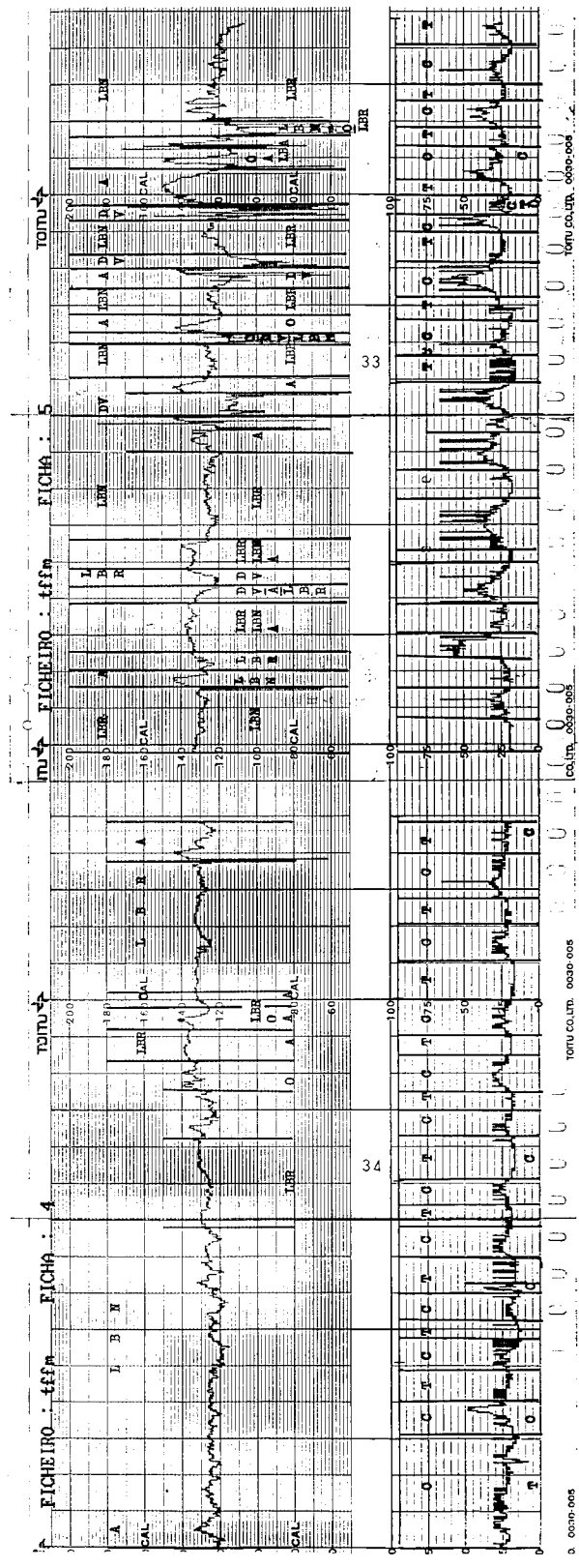


Figura B23.A: Segmentação do último cardiotocograma do caso TFFM, após a leitura final pelos especialistas. Ver explicação na figura B1.A.

FICHEIRO : ttfm FICHA : 4 SL= 9 % FICHEIRO : ttfm FICHA : 5 SL= 10 %

N.º DESAC. : 0 N.º DESAC. : 3 N.º DESAC. : 3
 N.º ACEL. : 3 N.º ACEL. : 6 N.º ACEL. : 6
 CNT. UTERINAS : 7 LINHA BASE : 126 CNT. UTERINAS : 10 N.º MOVN : 0
 U. LONGA : 7 U. LONGA : 6 U. LONGA : 6
 UL - ANORM : 36% UL - ANORM : 13% UL - ANORM : 13%
 UC - ANORM : 77% UC - ANORM : 63% UC - ANORM : 63%

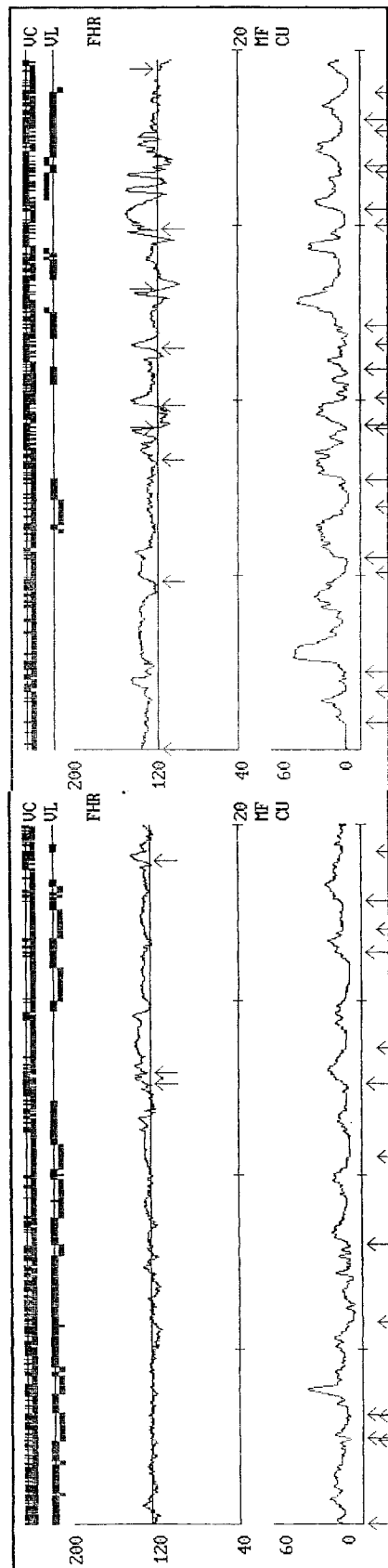


Figura B23.B: Segmentação, pelo sistema Porto, do traçado apresentado na figura anterior. Ver explicação na figura B1.B.

Quadro B.22: Classificação do traçado pelos especialistas (análise inicial) e a partir do sistema Porto.

	Especialistas			Sistema Porto	Total
	A	B	C		
Classificação do traçado					
Normal	1		1	1	3
Suspeito		1			1
Patológico					

Imediatamente após o traçado:

parto eutócico
 recém-nascido com:
 3720 g,
 índice de Apgar 9/10
 pH do sangue da artéria umbilical = 7,26

ABREVIATURAS

A	aceleração
AU	actividade motora uterina
ACIU	atraso de crescimento intra-uterino
bpm	batimentos por minuto
conc	concordância
CST	<i>contraction stress test</i>
CTG	cardiotocograma
CU	contração uterina
D	desaceleração
DP	desaceleração precoce
DT	desaceleração tardia
DV	desaceleração variável
ECG	electrocardiografia
EGA	<i>enhanced graphics adapter</i>
FCF	frequência cardíaca fetal
FIGO	Federação Internacional de Ginecologia e Obstetrícia
IC	intervalo de confiança
LB	linha de base
LBA	linha de base com variabilidade aumentada
LBN	linha de base com variabilidade normal
LBR	linha de base com variabilidade reduzida
MF	movimentos fetais
NEM	<i>non eye movements</i>
NST	<i>non stress test</i>
O	outra
PC	<i>personal computer</i>
pc	proporção de concordância
RAM	<i>random access memory</i>
REM	<i>rapid eye movement</i>
ROC	<i>receiving operating curve</i>
SD	desvio padrão
SL	perda de sinal
SQ	qualidade de sinal
T	linha da base da actividade motora uterina
VC	variabilidade a curto prazo
VL	variabilidade a longo prazo